

**Medizinisches Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der
Philipps-Universität Marburg
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. U. Lotzmann
Abteilung für Parodontologie
Leiterin: Prof. Dr. L. Flores-de-Jacoby**

**Die Bearbeitung von unbeschichteten und
Titan-Nitrit beschichteten Titan-Distanzhülsen
mit verschiedenen Instrumenten**

**Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin**

**Dem Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von**

**Cordula Meer
aus Datteln-Ahsen**

Marburg/Lahn 2003

I. Allgemeiner Teil

1.	Einleitung.....	1
2.	Anlagerung des Weichgewebes an die Distanzhülsenoberfläche.....	2
3.	Anlagerung des Hartgewebes an die Implantatoberfläche.....	8
4.	Ziel der Studie.....	21

II. Material und Methode

1.	Distanzhülsen mit Titanoberfläche.....	22
2.	Distanzhülsen mit Titan-Nitrit Beschichtung.....	23
3.	Instrumente.....	24
4.	Versuchsaufbau	
4.1.	Versuchsdurchführung.....	30
4.2.	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung.....	31
4.3.	Profilometrische Untersuchung.....	32
4.4.	Auflichtmikroskopie.....	34
5.	Statistik	35

III. Ergebnisse

1.	Vergleich TiN-beschichtete / unbeschichtete Kontrollfläche.....	37
1.	Ultraschallgerät mit Stahlaufsatz.....	38
2.	Stahlkürette.....	46
3.	Titankürette.....	49
4.	Gummikelch mit Polierpaste.....	52
5.	Kunststoffscaler.....	55
6.	Pulverstrahlgerät mit Reinigungspulver.....	56

IV. Diskussion

1.	Diskussion der Methode.....	57
2.	Diskussion der Ergebnisse.....	61
3.	Schlußfolgerung.....	64

V. Zusammenfassung

1.	Zusammenfassung.....	65
2.	Summary.....	67

VI. Anhang

1.	Abbildungen	
1.1.	Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen.....	69
1.2.	Auflichtmikroskopische Aufnahmen.....	79
2.	Profilometrische Ergebnisse.....	81
3.	Literaturübersicht.....	84

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität Marburg / Lahn
am 12.Juni 2003

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches

Dekan: Prof. Dr. Bernhard Maisch

Referent: Prof. Dr. Lavin Flores-de-Jacoby

Coreferent: Prof. Dr. Klaus Lehmann

Verzeichnis der akademischen Lehrer

Austermann, Cetin, Czubayko, Dibbets, Dobbelsstein, Feuser, Flores-de-Jacoby, Fischer, Geus, Höffken,
Katschinsky, Kern, Lammel, Lehmann, Lemke, Lotzmann, Mittag, Niessing, Peter, Pieper, Radsak,
Ramaswamy, Reichardt, Schulze, Stachniss

Danksagung

Ein Dankeschön an

Herrn PD Dr. Reiner Mengel für sein Engagement bei der Betreuung der Dissertation

und

Frau Prof. Dr. Lavin Flores-de-Jacoby für die Überlassung des Themas.

I. Allgemeiner Teil

1. Einleitung

Die Interaktion des osseointegrierten Implantates mit dem oralen Milieu, erfordert die Aufrechterhaltung eines effektiven biologischen Saumes im periimplantären Bereich. Eine fehlende epitheliale Anheftung um das Implantat herum, führt zur bakteriellen Penetration in das periimplantäre Gewebe und verursacht eine Mukositis und Peri-Implantitis (Berglundh et al. 1992, Ericsson et al. 1992, Leonhardt et al. 1992). Um einer entzündlichen periimplantären Erkrankung vorzubeugen, ist daher eine konsequente Plaquekontrolle unerlässlich. In der zahnärztlichen Praxis haben sich zur Plaqueentfernung am Zahn insbesondere Handinstrumente, maschinell rotierende oder oszillierende Instrumente, sowie Ultraschall- und Pulverstrahlgeräte bewährt (Mengel et al. 1994, 1997). Diese Instrumente bzw. Geräte sind jedoch nicht alle zur Plaqueentfernung an Implantaten bzw. Distanzhülsen geeignet. Insbesondere die Bearbeitung mit Stahlküretten und Ultraschallgeräten mit Stahlaufsätzen beschädigen die Implantatoberfläche nachhaltig (Thomson-Neal et al. 1989, Fox et al. 1990, Rapley et al. 1990, Gantes und Nilveus 1991, Homniak et al. 1992, Rühling et al. 1994, Meschenmoser et al. 1996, Mengel et al. 1998). Die daraus entstehenden Rauigkeiten auf den Implantat- und Distanzhülsenoberflächen erhöhen die Plaqueretention deutlich (Quirynen et al. 1993, 1994, 1996).

Um die Oberflächen von Distanzhülsen widerstandsfähiger gegen Reinigungsinstrumente zu gestalten, wurden in der vorliegenden Studie die Oberflächen mit Titan-Nitrit (TiN) beschichtet. Das Ziel dieser in-vitro Studie an unterschiedlich beschichteten Titan-Distanzhülsen war, das Ausmaß der Arbeitsspuren, die Rauhtiefe, sowie den Substanzabtrag der Oberfläche nach der Bearbeitung mit verschiedenen Instrumenten zu untersuchen. Bei den Distanzhülsen handelte es sich um unbeschichtete, maschinell glatte und Titan-Nitrit (TiN) beschichtete.

2. Anlagerung des Weichgewebes an die Distanzhülsenoberfläche

In der natürlichen Dentition, bilden epitheliales Attachment und der supraalveoläre Kollagenfaserapparat einen biologischen Saum, der fest mit Knochen und Zähnen verbunden ist (Ten Cate 1975, Stern 1981) und so am Boden des gingivalen Sulkus als eine Barriere gegen die Penetration parodonto-pathogener chemischer oder bakterieller Substanzen wirksam wird. Diese den Zahnhals umschließende epitheliale Manschette, das sog. Saumepithel, das sich der Zahnoberfläche anheftet, wahrt somit die Kontinuität der epithelialen Auskleidung der Mundhöhle.

Das Saumepithel entsteht daher durch epitheliale Verwandlung aus dem reduzierten Schmelzepithel, ohne daß der bereits präeruptiv entstandene, epitheliale Haftmechanismus zwischen Epithel und Schmelzoberfläche unterbrochen würde.

Dieser epitheliale Ring ist an in Funktion stehenden Zähnen etwa 2mm hoch (gemessen in koronoapikaler Richtung) und erstreckt sich von der Schmelz-Zement-Grenze bis zum Boden des gingivalen Sulkus. Das Saumepithel bildet und unterhält den Epithelansatz und geht auf der Höhe des Sulkusbodens in das orale Sulkusepithel über. Die Zellumsatzrate des Saumepithels beträgt nur ca. 6 Tage (Schroeder 1992). Nach seiner vollständiger Entfernung, z.B. bei Gingivektomie, entsteht ein gleichwertiges Saumepithel nach zwei Wochen aus Basalzellen des oralen Epithels. Dies spiegelt die hohe Reparaturfähigkeit des Epithelansatzes wider.

Es existieren verschiedene Formen der Anheftung des Saumepithels an die Zahnoberfläche. Bei jeder Form der Anheftung liegt eine hemidesmosomale Verknüpfung der Epithelzellen mit der internen Basallamina vor. Die interne Basallamina befindet sich zwischen den Epithelzellen und der Zahnoberfläche und liegt dem Zahnschmelz direkt adhäsiv auf.

Eine Zerstörung dieser Barriere durch entzündliche parodontale Läsionen, begünstigt den beschleunigten Zugang plaquegebundener Substanzen in Bindegewebe und Knochen. Die Proliferation des Epithelansatzes nach apikal, die Ausbildung parodontaler Taschen, die

Destruktion des parodontalen Ligaments und umgebenden Knochens, sind begleitende Folgen (Listgarden 1987).

In ähnlicher Art kann ein Mangel an Epithelansatz am transgingivalen Teil eines dentalen Implantates zu Peri-implantitis und Implantatverlust führen (Lavelle 1981).

Zwei grundsätzlich verschiedene Grenzflächen können bezüglich eines dentalen Implantates beschrieben werden: die perimukosale Grenzfläche, wo Weichgewebe auf den transgingivalen Anteil des Implantats trifft bzw. die endostale Grenzfläche, wo Hartgewebe mit der Implantatoberfläche interagiert.

Bedingt durch ihre spezielle anatomische Lokalisation, ergeben orale Implantate eine besondere Problematik.

Nirgendwo sonst im Körper existiert eine solche komplexe Beziehung zwischen weichen und mineralisierten Geweben, nirgendwo sonst ist Bindegewebe von der Umgebung durch derartig feines Epithel getrennt, und in keinem anderen Teil des Skeletts ist der Knochen so uneffektiv vor äußerer Kontamination geschützt.

In Hinblick auf diese physiologische Schwäche im System, sollten dentale Implantatmaterialien nicht nur eine hohe Biokompatibilität und Toleranz zur Entwicklung maximaler Osseointegration aufweisen, sondern ebenfalls die Ausbildung und Aufrechterhaltung der umgebenden Gingiva zu einem effektiven biologischen Saum im transgingivalen Bereich begünstigen.

Die Langzeitfunktion dentaler Implantate scheint von einer dauerhaft stabilen Osseointegration und einer ausreichenden Weichgewebearriere abhängig zu sein, die die Zone der Osseointegration vor Pathogenen des oralen Milieus abschirmt (Listgarden et al. 1991).

Studien von Berglundh et al. (1991, 1992), Buser et al. (1992), Berglundh und Lindhe (1996) und Cochran et al. (1997) zeigten, daß die Implantat-Mukosa Barriere aus einem Epithelansatz besteht, der ca. 2mm hoch ist und einem Bindegewebsanteil von ca. 1-1,5mm Höhe. Es wurde diskutiert, daß während der frühen Einheilphase der transmukosalen Passage eine Interaktion zwischen der Titandioxidschicht des Titanimplantates und dem Bindegewebe passiert. Diese Zone der Interaktion sollte nicht als Wundfläche beschrieben werden, sie dient

offenbar der Abschirmung der Osseointegrationszone vor pathogenen Faktoren der oralen Umgebung.

Berglundh und Lindhe (1996) zeigten auf, daß dieses Weichgewebe über eine adäquate Dimension verfügen muß. Ist die umgebende Mukosa unterdimensioniert, setzen entsprechende resorptive Prozesse am Knochen ein, um sicherzustellen, daß eine gewisse „biologische Breite“ der Implantat-Mukosa Barriere eingehalten werden kann. Die Gültigkeit dieses Konzepts wird durch die Ergebnisse einer in vivo Studie am kurzen Titanabutment (Abrahamsson et al. 1998) bestärkt. Die verfügbare Höhe dieses Titanabutments betrug nur 1mm, unzureichend für die Ausbildung eines Mukosaattachments. Während der Einheilungsphase dieses kurzen Pfostens, stellten sich resorptive Prozesse am marginalen Knochen ein, der Übergang von der Fixtur zum Abutment wurde teilweise freigelegt und ein Mukosasaum etablierte sich an dem Fixturenteil des Implantats.

Wird die „Zone der bindegewebigen Integration“ (Berglundh et al. 1991) durch ein mechanisches Trauma verletzt, z.B. nach Entfernung eines Abutments, entsteht eine neue Weichgewebewunde, deren Ausheilung möglicherweise den Implantat-Mukosa Saum beeinflusst.

Commercial pure (c.p.) Titan ist aufgrund der hohen Biokompatibilität, Härte und Korrosionsresistenz als das Material der Wahl für dentale Implantate anerkannt (Schenk und Buser 1998, Steinemann 1998). Wachsende ästhetische Ansprüche in der zahnärztlichen Implantologie, forderten einen erweiterten Gebrauch von anderen Materialien, besonders in dem transmukosalen Teil des Systems. Goldlegierungen und Keramiken wurden als Abutmentmaterial genutzt. In-vivo Studien am Tier (Fartash et al. 1990, Arvidsson et al. 1991) konnten aufzeigen, daß bestimmte keramische Materialien die Wundheilung in der Implantat-Mukosa Passage fördern.

Der Kontakt zwischen Gewebe und dem implantierten Biomaterial wird nicht nur von dessen spezifischer Oberflächenchemie bestimmt, sondern ebenfalls durch die Mikromorphologie des Werkstoffs beeinflusst. Histologische Studien an Oberflächen mit Mikrorillen bestimmter Tiefe, bewerteten den Einfluß dieser Topographie auf das Wachstum von Epithelzellen und Fibroblasten in vitro (Meyle et al. 1993, Brunette und Cheroudi 1999) und in vivo (Cheroudi et

al. 1991, Brunette und Cheroudi 1999). Mikrorillen bewirken Orientierung und direkte Bewegung von Epithelzellen in vitro und verhindern epitheliales Downgrowth auf Implantaten. Die Fibroblasten weisen ein ähnliches kontaktgeführtes Wachstumsmuster auf den präparierten Oberflächen auf, jedoch unterscheidet sich die äußere Gestalt der Zellen signifikant von Fibroblasten in vivo. Diese Mikromorphologie scheint die Etablierung der Gewebsorganisation zu fördern (Brunette und Cheroudi 1999). Cheroudi et al. (1991) untersuchten das epitheliale Downgrowth und das Attachment von Epithelzellen und Fibroblasten auf Titanoberflächen mit horizontal oder vertikal orientierten V-förmigen Mikrorillen unterschiedlicher Tiefe. Verstärktes epitheliales Downgrowth zeigte sich bei den vertikal ausgerichteten Mikrorillen, eine hemmende Wirkung zeigten die in horizontaler Richtung orientierten Rillen. Je flacher die Mikrorillen, desto geförderter war das Downgrowth. Glatte und flach präparierte Oberflächen (3µm und 10µm) wurden bindegewebig umkapselt, während die Fibroblasten auf tiefer strukturierte Proben (22µm) eine schräg zur Achse des Implantats verlaufende Wachstumsausrichtung ausbildeten. Diese Orientierung wird mit Verhinderung des epitheliale Downgrowth in Verbindung gebracht, so daß adäquat dimensionierten, mikrostrukturierten Oberflächen, ein Potential zur Verbesserung der perkutanen Implantationsproblematik zu Grunde liegt.

Abrahamsson et al. analysierten in verschiedenen Studien am Hund (1996, 1997, 1998, 1999) histo- und morphologische Aspekte der periimplantären Gewebe um dentale Implantate, die sich in Hinblick auf das Design, die Installationstechnik und das Abutmentmaterial unterschieden.

Implantate des Astra Tech Implants Dental System®, des Brånemark Systems® (2-Phasensysteme) und des Bonefit®-ITI Systems wurden genutzt. Die Mukosabarriere, die sich auf der Titanoberfläche nach 1-phasiger oder 2-phasiger Implantation bildete, bestand aus einer Epithel- und Bindegewebskomponente, welche für alle drei untersuchten Systeme ähnliche Dimensionen und Zusammensetzungen zeigte:

die periimplantäre mit keratinisiertem Epithel bedeckte Mukosa ist im Durchschnitt 3,11-3,5mm hoch und zeichnet sich durch kollagenreiches Bindegewebe aus. Der marginale Anteil der Peri-Implantatmukosa, das orale Epithel, geht übergangslos in feines Saume epithel über,

das der Implantatoberfläche unmittelbar angrenzt. Diese epitheliale Manschette erstreckt sich gemittelt 2mm von der marginalen Mukosa nach apikal und variiert im Umriß, der vom jeweiligen Implantatprofil abhängt. Das angrenzende Bindegewebe besteht aus dichtem Kollagengewebe mit wenigen vaskulären Strukturen und verstreuten Entzündungszellen.

Die „Zone der bindegewebigen Integration“ (Berglundh et al. 1991), der Anteil der periimplantären Mukosa zwischen Alveolarkamm und Saumepithel, hat eine vertikale Ausdehnung von ca. 1mm und ist charakterisiert durch kollagenreiches und zellarmes, narbenähnliches Bindegewebe. Kollagene Fasern, die am Periost des Knochens inserieren, laufen parallel zur Implantatoberfläche.

Da die Ergebnisse der drei untersuchten Implantatsysteme keine signifikanten Unterschiede aufzeigten, wird angenommen, daß korrekt durchgeführtes Setzen von Implantaten gute Voraussetzungen für die Heilung der Weichgewebe schafft, und die Geometrie des Titanimplantates somit von geringerer Bedeutung zu sein scheint (Abrahamsson et al. 1996).

Abrahamson et al. (1999) fanden in einer ähnlich angelegten Studie keine abweichenden Ergebnisse. Die periimplantäre Mukosa, die sich nach 1-phasiger oder 2-phasiger Implantation etablierte, zeigte in beiden Fällen eine Höhe von 3,0-3,2mm. Die Länge des Saumepithels war ca. 2mm und die „Zone der bindegewebigen Integration“ 1,2mm lang. Verschiedene Autoren beschreiben ähnliche Ergebnisse (Buser et al. 1992, Cochran et al. 1997). Da sich beide Implantationstechniken in Bezug auf die periimplantäre Weichgewebekomposition nicht unterscheiden, kann angenommen werden, daß die 1-phasige Installation ähnliche Voraussetzungen für die Gewebsintegration schafft, wie die der 2-phasigen Implantation (Abrahamsson 1999).

Eine weitere histologische Studie am Hund zeigte, daß der Werkstoff des Implantatpfostens, Position und Qualität des Attachments zwischen periimplantärer Mukosa und Implantat beeinflußt. Abutments die aus c.p. Titan oder Keramik hergestellt waren, ermöglichten die Bildung eines mukosalen Attachments mit einer etwa 2mm bzw. 1-1,5mm hohen epithelialen und bindegewebigen Manschette. Ferner konnte gezeigt werden, daß sich an Implantatoberflächen aus einer Goldlegierung oder dentaler Keramik (dental porcelain) kein Attachment im Abutmentlevel ausbildete. Der marginale Teil der Peri-Implantatmukosa zog

sich zurück und es stellten sich resorptive Prozesse am Knochen ein. Der Übergang von der Fixtur zum Abutment wurde teilweise freigelegt und der Mukosasaum etablierte sich an dem Fixturenteil des Implantats. Vermutlich resultieren die beobachteten Unterschiede in verschiedenartigen adhäsiven Eigenschaften der Werkstoffe oder müssen als Variationen unterschiedlicher Korrosionsresistenz aufgefaßt werden (Abrahamsson et al. 1998).

Gold ist widerstandsfähig gegenüber Oxidation im Medium Luft, aber zeigt sich weit weniger widerstandsfähig gegenüber oxidativen Vorgängen in physiologischen Flüssigkeiten und verfügt über eine etwa 100x geringere Korrosionsbeständigkeit als Titan (Steinemann 1998).

Barclay et al. (1996) konnten über die Bewertung klinischer Parameter ebenfalls keine wesentlichen Unterschiede bezüglich des periimplantären Weichgewebe auf keramiküberzogenen transmukosalen Elementen und Titanabutments feststellen.

Eine Studie über das in vitro Attachment von humanen Fibroblasten zu c.p. Titan, nicht porösem Hydroxyapatit und porösem Hydroxyapatit, ergab die Reihenfolge: c.p. Titan > nicht porösem HA > porösem HA. Keine signifikante Änderung des Attachmentmusters konnte nach Behandlung der Proben mit Fibronektin festgestellt werden (Guy et al. 1993).

Studien, die von Gould et al. in vitro (1981) und in vivo (Gould et al. 1984) durchgeführt wurden, konnten zeigen, daß das Saumepithel der periimplantären Mukosa via Hemidesmosomen ein Attachment mit der Titanoberfläche des Implantates erreicht. Berglundh et al. (1991) und Buser et al. (1992), nahmen nach Experimenten am Hund dagegen an, daß das Bindegewebe in der Grenzfläche Narbencharakter hat und fest mit der Abutmentoberfläche verbunden ist.

Welche Wirkung die wiederholte Entfernung und darauffolgende Wiederbefestigung des Abutments auf die marginalen Weichgewebe um ein Implantat hat, wurde im Experiment am Hund studiert. Die Ergebnisse zeigten, daß diese Manipulation die Etablierung der Mukosabarriere beeinflusste und in einer nach apikal verlagerten Zone aus Bindegewebe resultierte. Die zusätzliche marginale Knochenresorption, die bei den Testimplantaten nach der Manipulation der Abutments beobachtet wurde, könnte das Ergebnis einer Gewebereaktion sein, die ausgelöst wurde, eine geeignete „biologische Breite“ der Mukosa-Implantatbarriere zu gewährleisten (Abrahamsson et al. 1997).

Eine histologische in-vitro Studie konnte zeigen, daß die durch Instrumentierung mittels Stahl- und Titanalloyküretten hervorgerufenen Beschädigungen der Implantatoberfläche das Zellattachement signifikant reduzieren, und die Morphologie der Fibroblasten auf den mit der Stahlkürette instrumentierten Oberflächen untypische Modifikationen aufwies, während die Kontrollflächen bzw. die mit Plastik- und Titanalloykürette instrumentierten Flächen morphologisch unauffällige Fibroblasten zeigten (Dmytryk et al. 1990).

3. Anlagerung des Hartgewebes an die Implantatoberfläche

Die Osseointegration wird von Brånemark als die direkte strukturelle und funktionelle Anlagerung von geordnetem, lebendem Knochen an die Oberfläche eines lasttragenden Implantates, ohne Weichgewebsschicht auf lichtmikroskopischem Niveau, mit Erhalt dieser Verbindung unter Funktion definiert (1977).

Gegenüber dem natürlichen Zahn liegt bei einem Implantat eine vollkommen andere biomechanische Situation vor. Der elastischen Aufhängung im Knochenfach steht beim künstlichen Zahnpfeiler ein direkter Knochenkontakt ohne trennende Bindegewebsschicht gegenüber. Diese ankylotische Fixation bestimmt den Kraftübertragungsmechanismus bei osseointegrierten Implantaten, da keine Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochen möglich sind.

Der Begriff Zahnhalteapparat (Parodontium) der natürlichen Bezahnung beinhaltet folgende 4 Hart- und Weichgewebe: das Wurzelzement, den eigentlichen Alveolarknochen, das Desmodont und die Gingiva (marginale Parodont).

In ihrer Gesamtheit erfüllen diese 4 Elemente mehrere Funktionen:

die Verankerung des einzelnen Zahnes in seiner knöchernen Alveole, die Zusammenfassung der Zähne eines Kiefers zu einer Zahnreihe und die Anpassung an funktionelle und topographische Veränderungen. Sie ermöglichen Zahnstellungsänderungen und können traumatische Schädigungen (z.B. Wurzelfrakturen) reparieren.

Das wesentliche Unterscheidungsmerkmal zwischen natürlichem Zahn und künstlichem Zahnpfeiler im Kieferknochen wird in der Funktionalität des Desmodonts deutlich. Das

Desmodont (Wurzelhaut, Peritoneum) ist ein außerordentlich zell- und faserreiches, derbes Bindegewebe, ist zwischen Wurzeloberfläche des Zahnes und dem Alveolarknochen lokalisiert und verbindet das Wurzelzement mit dem Alveolarknochen. Es endet koronal am Alveolarknochenkamm und geht kontinuierlich in das Bindegewebe der befestigten Gingiva über. Der desmodontale Zahnhalteapparat stellt eine syndesmatische Verbindung zwischen Zahn und Kieferknochen dar. Wichtigstes Strukturmerkmal des Desmodonts sind die Bindegewebsfasern. Der vorwiegend aus Kollagen und zum kleineren Teil aus Oxytalan bestehende Faserapparat bildet den größten Anteil des Gewebes. Dieser Faserapparat setzt sich aus sog. primären Fasern und einem die Gefäße und Nervenstränge umspinnenden, losen und nicht gebündelten Faseranteil, den sekundären Fasern, zusammen. Alle Faserbündel sind einerseits im Zement und andererseits im Alveolarknochen verankert. Der in diese Hartgewebe inserierende Anteil der desmodontalen Faserbündel wird als Sharpeysche Fasern bezeichnet.

Die initiale physiologische Beweglichkeit, die Pufferfunktion des Desmodonts, wird mit einer Verschiebung des nur wenig komprimierbaren Blutlüssigkeitspolsters in die Knochenmarksräume bzw. der Aufdehnung des koronalen Anteils des Periodontalspaltes erklärt.

Die Innervation des Desmodonts erfolgt über die Fasern des Nervus trigeminus. Somatosensible Fasern aus dem Ganglion trigeminale vermitteln das bewußte Schmerz-, Druck- und Berührungsgefühl. Propriozeptive Fasern des Nucleus mesencephalicus sind Bestandteil unbewußter Reflexbögen, in die im Desmodont befindliche Ruffinische Körperchen eingeschaltet sind. Diese Reflexbögen können ein Öffnen der Zahnreihen beim plötzlichen Zubeißen auf harte Gegenstände auslösen.

Das desmodontale Fasersystem paßt sich der funktionellen Belastung an und unterliegt einer ständigen Erneuerung. Zunehmendes Alter, eine Vitamin-C-freie, skorbuterzeugende Diät oder totaler Funktionsverlust, bewirkt dagegen die Auflösung und Desorientierung des Faserapparates. Die uneingeschränkte Fähigkeit der Faserneusynthese bildet die Voraussetzung dafür, daß physiologische Zahnwanderung (Mesialwanderung, okklusaler Drift) und kieferorthopädisch gesteuerte Zahnbewegungen möglich sind (Schroeder 1992).

Klinische Untersuchungen der letzten 30 Jahre haben gezeigt, daß knöchern umschlossene Implantate erfolgreich fehlende Zähne ersetzen können. In den 60er und frühen 70er Jahren, hielt man zunächst die bindegewebige Umkapselung des dentalen Implantates für ein optimales Einheilergesult (Babbush 1973). Wiederholte Versuche den Beweis zu erbringen, daß diese Bindegewebskapsel eine vergleichbare Funktion zum parodontalen Ligament des natürlichen Zahnes zeigt, scheiterten.

Spätere Studien zeigten, daß direkter Knochen-Implantat Kontakt erreicht werden kann (Schroeder et al. 1976). Diese Art der knöchernen Verankerung, die Osseointegration, scheint die ideale Verbindung der Grenzfläche Implantat-Knochen darzustellen (Brånemark et al. 1985, Schroeder 1988).

Experimentelle Untersuchungen bewiesen, daß ausschließlich Zellen des parodontalen Faserapparates zur Zementneusynthese mit inserierenden Kollagenfasern auf freiliegenden Wurzeloberflächen fähig sind (Karring et al. 1985, Isidor et al. 1986). Diese experimentellen Ergebnisse konnten in klinischen Studien bestätigt werden. Die Neubildung eines bindegewebigen Attachments auf vormals freiliegenden Wurzeloberflächen konnte erfolgen (Becker et al. 1988).

Der Verlust natürlicher Zähne ist begleitet vom Verlust der Zellen des parodontalen Ligamentes. Daher ist diese Zellgruppe nicht mehr am Heilungsprozeß um das dentale Implantat beteiligt. Die starre Verankerung des ankylosierten Implantates im Knochen, verfügt nicht über die physiologische Mobilität des natürlichen Zahnes, so daß Lösungen zur Kompensation dieser offensichtlichen biomechanischen Divergenz angestrebt wurden (Skalak 1983).

Buser et al. (1990) planten vor diesem Hintergrund eine in vivo Studie am Affen, zur histologischen Untersuchung des Einheilungsverhaltens um plasma-sprayed Titanimplantate in Gegenwart von im Knochen zurückgelassenen Wurzelspitzen, deren Parodontium eine Vorratsfunktion für Zellen des parodontalen Ligaments zukam. Diese Zellen hatten theoretisch die Möglichkeit, den Heilungsprozeß zu beeinflussen.

Mikroskopische Analysen zeigten, daß sich auf wurzelspitzennahen Oberflächen des Implantates eine deutliche Zementschicht gebildet hat, und ligamentäre parodontale

Strukturen mit kollagenen Fasern in senkrechter Orientierung zur Implantatoberfläche bestehen, welche einerseits im Zement auf der Implantatoberfläche inserieren, sowie im benachbarten Knochenanteil. In Bereichen ohne direkten Implantatbett-Wurzelspitzen Kontakt heilten die Implantate knöchern ein (Buser et al. 1990).

Neben makrostrukturellen Implantatvariablen, z. B. Zylinder - oder Schraubendesign, stellen die Mikrostrukturen der jeweiligen Form das wesentlichen Element des Osseointegrationserfolges dar. Zunächst forderten verschiedene Autoren glatte Implantatoberflächen aus Reintitan (Brånemark et al. 1977).

Thomas und Cook (1985) untersuchten 12 verschiedene implantatbezogene Faktoren, die einen potentiellen Einfluß auf die Osseointegration nehmen können. Die Autoren zeigten, daß die Oberflächenbeschaffenheit des Implantates das einzige Charakteristikum darstellt, das bestimmte Parameter, wie die Menge des Knochen-Implantat Kontaktes und die Scherkraft der Grenzfläche, signifikant beeinflusst. Die Beobachtungen von Thomas und Cook wurden durch nachfolgende Untersuchungen bestätigt, die aufzeigten, daß ein bestimmtes Maß an Oberflächenrauigkeit den Osseointegrationsvorgang begünstigt. Die Bewertungen erfolgten mittels des sog. Removal Torque Tests, hierbei wird die Ausdrehkraft bestimmt, die benötigt wird, um ein osseintegriertes Implantat gegen den Uhrzeigersinn aus dem Knochen auszdrehen. Lösungsdrehmomente werden als biomechanisches Maß für die Verankerung oder Osseointegration verwendet, wobei ein Anstieg in der Kraft, die zur Implantatlösung benötigt wird, als ein Anstieg in der Stärke der Osseointegration interpretiert wird (Klokkevolld et al. 1997, Buser et al. 1998). Man erklärte, daß eine modifizierte Oberflächenstruktur die Retention zwischen Implantat und Knochen durch die Vergrößerung der Oberfläche verbessert, das biomechanische Interlocking der Grenzfläche Implantat-Knochen begünstigt und die metabolische Aktivität der Osteoblasten verstärkt, welche zur beschleunigten Ausbildung lamellären Knochens führt.

Sullivan et al. (1996) beschrieben den Reverse-Torque Test als zuverlässiges Verfahren, um die Osseointegration bei schraubenförmigen Reintitanimplantaten noch vor Anfertigung einer prothetischen Suprakonstruktion zu verifizieren. Klinische Daten über 404 reverse-torque

getestete und belastete Implantate zeigten, daß dieses Testverfahren keine erhöhte Mißerfolgsquote bedingt.

Neben Makro- und Mikrostrukturen der Implantatoberfläche, beeinflussen nanostrukturelle Elemente, wie die Modifikation der Oxidschicht, die körnerne Antwort. Nur wenige Studien über den in-vivo Vergleich zwischen „glatten“ und „rauen“ Oberflächen im Nanometerbereich sind veröffentlicht. Larsson et al. (1994) zeigten auf, daß die Unregelmäßigkeiten in der Oxidschicht von c.p. Titanimplantaten die einzig mögliche Erklärung für eine verstärkte knöcherne Fixation im Vergleich zu glatteren Implantaten, nach 7 und 12 Wochen im Kaninchenknochen, darstellen.

Die meisten klinisch genutzten Implantate sind aus Titan gefertigt. Eine Vielfalt von Oberflächencharakteristika wurden in in vitro, im Tierexperiment und in der klinischen Anwendung am Patienten untersucht. Zwei der zahlreich dokumentierten Oberflächentypen sind maschinengefertigte Titanoberflächen, allgemein als relativ glatte Oberfläche beschrieben, und maschinengefertigte Oberflächen, die mit Titanplasma beschichtet sind (TPS Surface). Eine dritte gut dokumentierte Oberflächenbeschichtung ist das Hydroxylapatit. Diese Oberflächen sind gegenüber Titanoberflächen relativ rauh und sehr porös und haben gewisse Charakteristika mit dem mineralischen Anteil des Hartgewebes gemeinsam (Cochran 1996). In begleitenden Studien werden die Oberflächentypen definiert, histologische Untersuchungen bezüglich der Qualität der Knochen-Implantat Grenzfläche aufgezeigt und die Menge der Implantatoberfläche bestimmt, die in Wechselwirkung mit dem umgebenden knöchernen Gewebe getreten ist. Andere Autoren fokussieren funktionelle Untersuchungen und bestimmen die benötigte Kraft, die zum Lösen des Knochen-Implantat Verbundes aufgewendet werden muß (s.o.).

Diese Studien wurden an verschiedenen Tierarten und verschiedenen Knochengeweben intra-, sowie extraoral durchgeführt. Tiefenstrukturierte raue Implantatoberflächen zeigen im allgemeinen einen ausgeprägteren Knochen-Implantat Kontakt als glatte Oberflächen, verschiedene Autoren konnten in Tierstudien (Gotfredsen et al. 1995, Wennerberg et al. 1997) und Humanstudien (Lazzara et al. 1999) bestätigende Ergebnisse aufzeigen. Der Kraftbedarf

beim Removal-Torque Test war bei aufgerauhten Implantatoberflächen ebenfalls größer (Klokkevold et al. 1997, Buser et al. 1999).

Eine Variable der Studien zur Charakterisierung von Implantatoberflächen, sind die Menge und die Lokalisation von kortikalen bzw. spongiösen Knochenanteilen im untersuchten Modell. Beide Hartgewebekomponenten stehen letztlich in Interaktion mit der Metalloberfläche und tragen zur knöchernen Integration des Pfeilers bei. Weiterführend sind die Ergebnisse solcher Studien abhängig von der Analysemethode. In einigen Beispielstudien wurden Untersuchungen am Tiermodell durchgeführt, die fast ausschließlich einen Knochenanteil behandelten, oder die Autoren analysierten nur ein bestimmtes Areal des Knochen-Implantat Kontaktes. Zur Beurteilung wurde hierbei häufig das Modell der „besten drei aufeinanderfolgenden Windungen“ genutzt, das meist aus kortikalem Hartgewebe bestand (Wennerberg et al. 1997).

Aus diesen Gründen sollte bei der Interpretation bestimmter Untersuchungsergebnisse die Methode der Analyse (in vitro, Tierstudie in vivo, klinisch am Patienten, biomechanisch) und die Hartgewebekomponente beachtet werden.

Es ist dokumentiert, daß in unterschiedlichen anatomischen Lokalisationen des humanen oralen Hartgewebes abweichende Anteile kortikaler und spongiöser Komponenten vorkommen. Longitudinalstudien beschreiben, daß klinischer Erfolg von der Lokalisation des künstlichen Zahnpfeilers abhängt (Cochran 1996). Implantate in der anterioren Mandibula zeigten die höchste beschriebene Erfolgsrate, während Installationen in der posterioren Maxilla weit geringere klinische Erfolge erbrachten.

Eine weitere entscheidende Variabel inhaltlich vergleichbarer Studien, sind die zeitlichen Rahmenbedingungen der Untersuchung. Die zeitlich bedingte Veränderung der knöchernen Umscheidung von osseointegrierten Implantaten, wurde in einer Untersuchung an der Rattentibia nach 28 bzw. 730 Tagen aufgezeigt. Der raschen Knochenakkumulation nach 28 Tagen (42% Knochen-Implantat Kontakt), folgte eine fortgeschrittene knöcherne Apposition (89%) nach 730 Tagen (Takeshita et al. 1997). Das Ausmaß der Einheilung bedingt durch den Faktor Zeit, wurde noch nicht zu einem definierten biologischen Endpunkt standardisiert. Der Terminus „Osseointegration“ scheint eher ein Prozeß als ein Ergebnis zu sein.

Eine histomorphometrische Beurteilung der Knochenqualität um cp Titanimplantate nach 3 und 6 Monaten wurde von Chappard et al. (1999) am Schaffemur durchgeführt. Das totale Knochenvolumen zeigte zwischen dem dritten und sechsten Monat keine Veränderung, eine ankylotische Verbindung stellte sich rasch ein. Der Anteil des Geflechtknochens reduzierte sich in dem untersuchten Zeitraum erheblich. Die Knochenqualität verbesserte sich in Strukturen lamellären Knochens, der Geflechtknochenanteil ging gegen Null, Havers-Kanäle bildeten sich aus. Der Remodellationsprozeß scheint die Knochenqualität und den Grenzflächenkontakt zwischen Knochen und Implantatoberfläche erheblich zu verbessern.

Weiterhin beeinflusste das Alter der Versuchsobjekte das Resultat: eine vermehrte Knochenausbildung stellte sich bei Rattenjungtieren ein (Murai et al. 1996).

In einigen Veröffentlichungen ist die Beschaffenheit der Implantatoberfläche nicht ausreichend beschrieben. Hersteller bieten Implantate mit ähnlich modifizierter Oberflächenstruktur an, die allerdings nicht identisch sind. Weder die maschinengefertigten, unbehandelten Oberflächen sind exakt gleich, die Mittenrauhwerte (R_a) nach profilometrischer Auswertung sind unterschiedlich, noch sind alle hydroxylapatitbeschichteten Titanoberflächen identisch (Wennerberg et al. 1993). Dieser Hintergrund bedingt die grobe Katalogisierung von oberflächenstrukturierten Implantaten in relativ glatte und rauhe Titanoberflächen. Maschinengedrehte, unbehandelte Oberflächen fallen in die Kategorie relativ glatter Oberflächen, Implantate nach Vorbehandlung zur Tiefenstrukturierung, wie TiO_2 , Al_2O_3 oder sandgestrahlte Oberflächen mit oder ohne Säurebehandlung, sowie additive Maßnahmen wie die Beschichtung mit Hydroxylapatit sind als rauhe Titanoberflächen kategorisiert. Selbst ähnliche Techniken zur Oberflächenmodifikation führten zu abweichenden Ergebnissen. Die Behandlungsparameter bedingen den Effekt. Bei Anwendung einer Säure bedingt deren Konzentration, die Einwirkzeit und die Temperatur des Säurebades die resultierenden Oberflächencharakteristika.

Eine klassische Studie über die knöcherne Implantatumschließung bei verschiedenartiger Oberflächentypisierung wurde 1991 von Buser et al. veröffentlicht. In dieser Studie wurden 72 ähnlich geformte zylindrische Implantate in Miniaturschweine eingebracht. Sechs

verschiedene Oberflächen kamen zur Auswertung, Fünf davon waren aus Titan, eine mit Hydroxylapatit beschichtet. Die Untersuchungsergebnisse zeigten, daß eine positive Korrelation zwischen dem Ausmaß des Knochen-Implantat Kontaktes und zunehmender Oberflächenrauigkeit besteht. Polierte Oberflächen, sandgestrahlte Oberflächen mittlerer Körnung und säurebehandelte (HF/HNO_3 (Salpetersäure) Oberflächen erreichten bei mittleren Werten zwischen 20 und 25% die geringste Menge an Knochen-Implantat Kontakt. Mit größerer Körnung sandgestrahlte und plasma-sprayed Titanoberflächen zeigten 30-40% mittleren Knochenkontaktes. Den ausgeprägtesten Knochen-Implantat Kontakt wiesen die mit großer Körnung sandgestrahlten, kombiniert mit einer Säurebehandlung ($\text{HCl}/\text{H}_2\text{SO}_4$) vorbereiteten Implantatoberflächen, bei mittleren Werten von 50-60% und Hydroxylapatit (HA)-beschichtete Titanimplantate bei 60-70%. Die histologische Untersuchung des knöchernen Kontaktes um die HA-beschichteten Pfeiler zeigte eine lokalisierte Resorption der Beschichtung.

Baker et al. (1999) untersuchten in einer vergleichenden Studie, die benötigte Rausdreh-Kraft bei maschinengedrehten Titanimplantaten und dual-geätzten Titanimplantaten. Die durch Säureätzung vorbehandelten Oberfläche, zeigte nach 3 Wochen ermittelte Werte, die von den unbehandelten Implantaten erst nach 8-wöchiger Einheilzeit erreicht wurden. Die dual-geätzte Oberfläche verbesserte den mit unbehandelten Titanoberflächen erreichten Verbund, ohne Partikel-Bestrahlung oder Beschichtung der Oberfläche. Die Autoren verbanden mit dieser Art der Vorbehandlung die Vermeidung einer Kontamination oder bestrahlungsbedingte Mikrofrakturen der Oberfläche und somit die Bewahrung der Reinheit des Metalls. Durch die Methode der Dual-Ätzung unter hohen Temperaturen, wird eine mikrotiefenstrukturierte Oberfläche erreicht, die beide Vorteile, die schnelle, effektive Integration, die auch bei plasma-sprayed oder HA-beschichteten Implantaten beschrieben wurde und die Aufrechterhaltung der physikalisch-chemischen Eigenschaften einer glatten maschinengefertigten Oberfläche, verbindet.

Jüngere Studien beschreiben dentale Implantate mit einem porösem Mantel aus cp Titanium (cancellous structured titanium – CSTi-coating). Die rasterelektronenmikroskopische Darstellung der beschichteten Oberfläche im Querschnitt, zeigte eine willkürliche

Orientierung und Form der Porenstruktur (Story et al. 1998). HA- und TPS-Beschichtungen erreichten ein verstärktes Knochen-Implantat Attachment, die Porenstruktur des CSTi-coatings dagegen bedingte die Möglichkeit des Einwachsens von Hartgewebe und resultiert in einem mechanischen Interlocking zwischen Implantat und umgebenden Knochen. Lichtmikroskopische Analysen zeigten, daß keine Bindegewebeanteile der Beschichtung auflagerten. Story et al. berichteten über ein modifiziertes CSTi-coating (CSTi-2) mit reduzierter Porösität, im in vivo Vergleich zu HA-beschichteten Implantaten. Die Reduktion der Poren um 9%, resultierte in erhöhter mechanischer Stabilität im Vergleich zum Vorläufer (CSTi-1), das in vivo Attachment war ähnlich zu CSTi-1 und HA-beschichteten Kontrollen nach 8 Wochen.

Ein mathematisches Modell, veröffentlicht von Hansson und Norton (1999), behandelt die theoretische Analyse über die Beziehung zwischen der Oberflächenrauigkeit und den Scherkräften bei knöchern verankerten Implantaten. In diesem Modell wurde die Grenzflächen-Scherkraft zwischen Knochen und Implantat an dem Ineinandergreifen des gebildeten Knochens in die Oberflächenunregelmäßigkeiten gemessen. Modifikationen der cp Titanoberflächen durch Manipulation mittels Sandstrahlung, Säureätzung oder Kombinationsbehandlungen, resultieren in der Bildung von Tiefenstrukturen, die während des Osseointegrationsprozesses möglicherweise knöchern ausgefüllt werden. Hansson und Norton versuchten, eine Definition der idealen Morphologie dieser Tiefenstruktur, deren Ausmaße und Dichte der entstehenden Vertiefungen aufzuzeigen, die ein maximales biomechanisches Interlocking zwischen gebildetem Knochen mit der Implantatoberfläche voraussagbar macht. Die Autoren errechneten die Effektivität von verschiedenartigen Formen, Größen und Dichten der Vertiefungen, um einem Scherbruch des eingewachsenen Knochens standzuhalten. Eine hemisphärische Grube von ungefähr 1 bis 5µm im Durchmesser und 1 bis 5µm Tiefe (nicht identisch mit der durchschnittlichen Oberflächenrauigkeit) stellte nach diesen Berechnungen das ideale topographische Element dar, um Scherkräften an der Grenzfläche Knochen-Implantat standzuhalten.

Diese ideale Dimensionierung der Tiefenstruktur ist im breiten Spektrum der Implantatoberflächentopographien für klinischen Gebrauch vorhanden. Tatsächlich basiert

eine erhältliche Oberfläche auf diesem theoretischen Ideal, und seine Herstellung entwickelt sich unter Berücksichtigung der idealen Grubendichte und Grubenmorphologie.

Verschiedene Studien haben die erfolgreiche Osseointegration dieser speziell vorbehandelten cp Titanoberfläche beschrieben. Die Autoren zeigten einen zunehmenden Knochen-Implantat Kontakt und biomechanisches Interlocking nach der Einheilphase auf (Gotfredsen et al. 1995, Wennerberg et al. 1996).

Abron et al. (2001) zeigten den rasterelektronenmikroskopischen Vergleich bezüglich dem Ausmaß an Knochenbildung auf Implantatoberflächenmorphologien auf, die, nach der Theorie von Hansson und Norton, dem Ideal entsprechen und nichtidealen Oberflächen bzw. maschinengefertigten cp Titanimplantaten. Ideal tiefenstrukturierte Implantatoberflächen erreichten eine vermehrte Hartgewebeausbildung (54% Knochen-Implantat Kontakt), verglichen mit nichtidealen Strukturen (40%) und maschinengefertigten Oberflächen (34%). Da der Osseointegrationszeitraum dieser Studie 3 Wochen betrug, bleibt die Aussagekraft der Ergebnisse auf die frühe Einheilphase beschränkt.

In einer Folge von Publikationen, zeigten Wennerberg et al. (1995, 1996, 1997) in Untersuchungen am Kaninchen, eine verbesserte knöcherne Fixation der Implantate nach Bestrahlung der cp Titanoberfläche mit TiO_2 oder Al_2O_3 Partikeln verschiedener Größe, verglichen mit unbehandelten Titanoberflächen. Beurteilte Parameter waren der Removal Torque Test und der prozentuale Knochen-Metall Kontakt nach festgelegten Zeiträumen.

Eine dieser Untersuchungen verglich die Effektivität der Vorbehandlung von cp Titanimplantaten durch Bestrahlung mit $25\mu\text{m}$ großen Partikeln aus TiO_2 bzw. Al_2O_3 . Weder die Überprüfung des Removal Torque noch die histomorphometrische Beurteilung konnte Unterschiede zwischen den mit gleicher Partikelgröße aber verschiedenartigen Materialien behandelten Oberflächen herausstellen. Die manipulationsbedingte Rauigkeit war ebenfalls identisch (Wennerberg et al. 1996).

Die Beurteilung der Titanion-Freisetzung von unbehandelten und mit $25\mu\text{m}$ großen Al_2O_3 Partikeln bestrahlten cp Titanimplantaten, war Bestandteil einer weiteren Studie dieser Autoren (1997). Die Messung erfolgte im knöchernen Gewebe in einem 2mm Abstand von

der Metalloberfläche. Eine nahezu identische Freisetzung von Titanionen konnte in beiden Proben nachgewiesen werden.

Die Biokompatibilität des Werkstoffes Titan ist unter anderem durch die Oxidschicht der Oberfläche bedingt (Kasemo 1983) und letztlich findet die eigentliche Interaktion zwischen Gewebe und bedeckender Oxidschicht statt und nicht mit dem Metall (Glantz 1998).

Eine vergleichende histomorphometrische Studie bezüglich der Biokompatibilität und der Biomineralisationskapazität metallischer Implantate aus Zirkonium (Zr), Titan (Ti), Aluminium (Al) und DLC-beschichtetes Zirkonium (diamond-like carbon) während der Einheilphase, wurde von Guglielmotti et al. (1999) an der Rattentibia durchgeführt. Die Analysen zeigten eine ähnliche Knochenausbildung um Zr, Ti und DLC-Implantaten, auf den Zr und DLC-Oberflächen konnte im Vergleich zu Titan ein verstärkter Umfang an osseointegriertem Gewebe festgestellt werden. Die untersuchten Implantate aus Aluminium erreichten jeweils die geringsten Werte und induzierten eine lokal toxische Reaktion. Freigewordene Aluminiumionen schienen einen toxischen Effekt auf Osteoblasten zu erzeugen. Evans et al. (1991) zeigten, daß die DLC-Beschichtung von Titanalloyoberflächen eine erhöhte Korrosionsresistenz bedingt. Dieser Mantel könnte das Implantatmaterial vor dem physiologischen Milieu bzw. das Gleichgewicht des Milieus vor Freisetzungen aus dem Implantatmaterial schützen. Die Biokompatibilität dieser Beschichtung wurde bereits in vitro an Zellkulturen überprüft (Thomson et al. 1991).

Inwieweit Implantatoberflächen unterstützend oder modifizierend auf den Prozeß der Knochenausbildung einwirken, ist nicht ausreichend erklärt. Keramische und metallische Implantate haben keinen osteoinduktiven Effekt, daß heißt, die Mitogenese undifferenzierter Mesenchymzellen zu Osteoprogenitorzellen und letztlich zu neuem Knochen, wird durch die Oberflächenspezifika nicht gefördert. Die Oberflächeneigenschaften von Implantatmaterialien bezüglich ihrer Osteokonduktionsfähigkeit, unterscheiden sich in beträchtlichem Maße. Hierbei wirkt das Material als Leitschiene für den neuentstehenden Knochen, das Einwachsen von Kapillaren, perivaskulärem Gewebe und Osteoprogenitorzellen aus dem Implantatlager auf die Implantatoberfläche (Einhorn 1995).

Ein Charakteristikum für eine erfolgreiche Osseointegration ist der lichtmikroskopisch-histologische Nachweis einer knöchernen Umschließung des Implantates ohne dazwischen lokalisierte, organisierte kollagene und fibroblastische Matrix. Die lichtmikroskopische Analyse der Knochen-Implantat Grenzfläche fokussiert die relative Präsenz von mineralischen versus fibrösen Gewebeanteilen auf der Implantatoberfläche. Mittels entsprechender Präparationsmaßnahmen wird eine Identifikation von Osteoblasten, Osteoklasten, Monozyten, vaskulären Elementen, kollagenen und mineralisierten Matrices erreicht (Piattelli 1993).

Histologische Untersuchungen einiger in vivo und in vitro Studien zeigten, daß diese Grenzfläche reich an Proteoglykanen und Glykoproteinen ist. Viele dieser morphologischen Analysen wurden am Hund (de Lange et al. 1990), an der Ratte (Clokier und Warshawsky 1995) und am Kaninchen (Sennerby et al. 1993) durchgeführt.

Molekulare Analysen wurden an immunologischen Proben von Ratten durchgeführt. Der Nachweis von Osteopontin und α_2 HS-Glykoprotein, zeigt die Beteiligung von knochenbildenden Matrixproteinen an der Bildung des Knochen-Implantat Interfaces (Nanci et al. 1994). Diese elektronendichte Grenzfläche wird von verschiedenen Autoren als eine glykoproteinreiche, kollagenfreie Zone aus extrazellulärer Matrix beschrieben (de Bruijn et al. 1995). Dieses metallische Implantate umgebende Areal ist nicht homogen. Histologische Analysen von Gewebeproben deuten auf drei verschiedenartig strukturierten Zonen hin (Albrektsson et al. 1994). Linder et al. (1989) zeigten, daß diese Grenzfläche von (a) einer azellulären und amorphen kollagenfreien Zone von ca. 500nm Ausdehnung, (b) einer 50nm starken Zone amorphen Gewebes, welche das Implantat von organisierter kollagener Matrix trennt, oder (c) einem 500-600nm starken Areal lose organisiertem, filamentösem Gewebes gebildet wird, welches die Implantatoberfläche von kollagener Matrix trennt. Diese Differenzierung der grenzflächigen Morphologien wurde bei verschiedenen Metallimplantaten, z.B. cp Titan, Vitallium und rostfreiem Edelstahl beobachtet. Die Osseointegration von Metallimplantaten beinhaltet die Ausbildung eines azellulären, amorphen Interfaces zwischen der Implantatoberfläche und vitalem Gewebe. Die beobachtete Heterogenität der Implantat-Knochen Grenzfläche reflektiert möglicherweise

die verschiedenen Stadien eines kontinuierlichen Remodellationsprozesses (Garetto et al. 1995).

Diese Zone hat bei HA-beschichteten Implantaten, aufgrund der Kontinuität der mineralischen Phase des neugebildeten Knochens mit der HA-Oberfläche, eine besondere Stellung. Diese Kontinuität bildet möglicherweise die Basis des sog. „bone bondings“ hydroxidapatitbeschichteter Implantate (Ogiso et al. 1992). Über den Prozeß der Epitaxie, die Kristallabscheidung einer Kristallart auf einem gleichartigen anderen Kristall, wurde von verschiedenen Autoren der chemische Verbund der HA-Implantate mit der mineralisierten Matrix erklärt (Bagambisa et al. 1990). Die beschleunigte und direkte Mineralisation auf Hydroxylapatitoberflächen spiegelt den reaktiven Charakter wider. Das osteokonduktive Verhalten des Materials ist vermutlich durch seine proteinbindenden Fähigkeiten bedingt. Die Beobachtungen einer elektronendichten Schicht in der Knochen-HA-Implantat Grenzfläche wird kontrovers diskutiert. Die organische Grenzfläche der HA-Implantate zeigt eine ähnliche 200-1000nm starke amorphe Zone, welche die Implantatoberfläche von der kollagenen Matrix trennt (de Lange et al. 1993). Strukturelle Unterschiede in der Zusammensetzung dieses Areals zwischen Titan und HA-Oberflächen, erklären sich durch die relativ hohe Reaktivität (Epitaxie, Dissolution) der Hydroxylapatitoberflächen.

Basierend auf veröffentlichten Beschreibungen, werden dem Knochen-Implantat Interface einige funktionelle Aufgaben zugeschrieben: molekulare Absorption, zelluläre Adhäsion, Adhäsion mineralisierter Matrix zur Implantatoberfläche, Modulation der Knochenremodellierung und hierbei die Aufrechterhaltung von Knochen auf der Implantatoberfläche, Kontrolle der Osteokonduktion, Kontrolle der Epitaxie und die Modulation der einwirkenden Kräfte belasteter Implantate auf den umgebenden Knochen.

Rosengren et al. (1996) zeigten Zellen in direktem Kontakt mit Implantatoberflächen in vivo, lichtmikroskopische Beurteilungen berichteten jedoch von limitiertem Zell-Implantat Kontakt in Zellzahl und Interaktion. Der Prozeß der Knochenbildung auf Implantatoberflächen ist vermutlich nicht ausschließlich bedingt oder beeinflusst durch ein Osteoblasten-Attachment. Studien über die Knochenheilung um Oberflächen mit HA-Beschichtung zeigten kein Osteoblasten- oder Vorläuferzellen-Attachment auf der HA-Oberfläche als einen

erforderlichen Prozeß der Einheilung (Ogiso et al. 1994). Clokie und Warshawsky (1995) konnten aufzeigen, daß eine Ausrichtung der Knochenbildung auf die Implantatoberfläche zu passiert und nicht auf der Oberfläche selbst beginnt. Die aktive Knochenbildung entwickelte sich von den eingriffsbedingten Knochenkanten in Richtung Implantatoberfläche.

Eine weitere Beobachtung bezüglich der Ausbildung einer Knochen-Implantat Grenzfläche, ist der notwendige Prozeß der Neovaskularisation. Die Entwicklung neuer Blutgefäße auf implantierten Oberflächen, geht ebenfalls von den chirurgisch bedingten Knochenrändern aus und bildet sich zunächst innerhalb des losen Bindegewebes in Mikropalten um die Implantatoberfläche. Dieser Prozeß konnte über die Injektion eines plastischen Materials zur histologischen Analyse des implantatumgebenden Gewebes aufgezeigt werden (Murakami 1995). Die Ausbildung von Blutgefäßen nach erfolgter Implantation ist ein ausschlaggebender Faktor bezüglich des komplettierten Einheilungsvorganges. Neue Blutgefäße werden aufrechterhalten und nicht während der knöchernen Regeneration resorbiert (Winet und Albrektsson 1988).

4. Ziel der Studie

Ziel dieser in-vitro Studie an unterschiedlich beschichteten Distanzhülsen war, das Ausmaß der Arbeitsspuren, die Rauhtiefe, sowie den Substanzabtrag der Oberfläche nach der Bearbeitung mit verschiedenen Instrumenten zu untersuchen. Bei den Distanzhülsen handelt es sich um unbeschichtete, maschinell glatte und Titan-Nitrit (TiN) beschichtete.

II. Material und Methode

1. Distanzhülsen mit Titanoberfläche

Zur Anwendung kamen in dieser Studie unbeschichtete, reine Titandistanzhülsen (3i-Implant Innovations, West Palm Beach, FL, USA). Die Reinheit des Materials liegt bei 99,2%, das entspricht dem Reinheitsgrad 2 nach DIN-Standard. Im Kristallgitter des Metalls sind immer Spuren von Sauerstoff, Stickstoff, Wasserstoff, Eisen, Aluminium und Kohlenstoff (zusammen ca. 1%) eingelagert. Die Dichte des Materials beträgt $4,5\text{g/cm}^3$ (Leichtmetall $<4,5>$ Schwermetall), der Schmelzpunkt liegt bei 1720°C . Die Härte nach Vickers beträgt 158HV_{10} (Weber et al. 1992). Die Härte nach Vickers (Vickers-Härte HV) ist ein Maß der Härtemessung, die auf dem mechanischen Eindruck beruht, den ein diamandener pyramidenförmiger Eindruckkörper genormter Geometrie, die sog. Vickers-Pyramide mit einem Öffnungswinkel von 136° , unter Druck in die Probe hinterläßt. Diese Methode erlaubte als erste, eine kontinuierliche Skala vergleichbarer Zahlen aufzustellen, die die Härte von Werkstoffen widerspiegelt. Sie wird gemäß der Formel $\text{HV} = 1,854 (F/D)$ berechnet, wobei F die angewendete Kraft (meist noch in kP) und D die Fläche des Eindrucks (in mm^2) ist. Mit der Vickers-Härte wird in der Regel auch die angewendete Kraft angegeben.

Während des Prozesses der maschinellen Fräsung, ist das Titan der Atmosphäre ausgesetzt und es bildet sich innerhalb einer Millisekunde spontan eine stabile Oxidschicht auf der Metalloberfläche. Diese Schicht umfaßt zunächst 10\AA , innerhalb einer Minute bildet sich eine Oxidschicht zwischen 50 und 100\AA aus. Theoretisch können sich verschiedene Oxide ausbilden. Unter TiO , TiO_2 , und Ti_2O_3 , ist TiO_2 , die stabilste und daher die häufigste ausgeprägte Verbindung unter physiologischen Bedingungen (Parr et al. 1985).

Obwohl keine akzeptierte Definition des Terminus „Passivität“ existiert, kann ein Implantatmaterial als passiv oder passiviert bezeichnet werden, falls es im oxidierten Zustand vorliegt und die Oxide den physiologischen Bedingungen standhalten. Diese schützende dichte Oxidschicht bedingt die ausgeprägte chemische Resistenz, Biokompatibilität und

Korrosionsfestigkeit des Werkstoffes. Im passivierten Stadium ist die Dissolutionsrate des TiO_2 , sehr gering (Parr et al. 1985).

2. Distanzhülsen mit Titan-Nitritbeschichtung

In dieser Studie kamen Titan-Nitrit beschichtete Titandistanzhülsen (3i-Implant Innovations, West Palm Beach, FL, USA) zur Anwendung.

Titan-Nitrit (TiN) wurde mittels Cathodic Arc Physical Vapor Deposition (PVD) hergestellt. Das Verfahren des Physical Vapor Deposition erzeugt Oberflächen, die ein Ergebnis der Ablagerung einzelner Atome auf einem Substrat unter Vakuumbedingung sind.

TiN bildet sich, wenn ein ionisiertes Titanatom auf ein ionisiertes Nitrogenatom auf der Substratoberfläche trifft. Das 1:1 Verhältnis der TiN-Schicht bedingt die goldene Farbe. Die Schichtdicke beträgt 1-5µm. Die Dichte des Materials liegt bei 5,22g/cm³, der Schmelzpunkt bei 2930°C. Mit 3000kg/mm² Mikrohärtigkeit, äquivalent zu 85 HRC (Hardness Rockwell C), ist es härter als Karbid oder gehärtetes Chrom.

Die Rockwell-Härte ist eine insbesondere in den USA verwendete Form der statischen Härtemessung. Hierbei wird eine Diamantpyramide mit einem Öffnungswinkel von 120° mit einer definierten Vor- und Hauptlast in das Prüfmaterial eingesenkt und die bleibende Eindringtiefe bestimmt. Es existieren verschiedenen Skalen für diese Methode. Für die üblicherweise genutzte Rockwell C Skala wird zunächst eine Vorlast von 10kP, eine Vor- und Hauptlast von 10kP + 140kP und wieder die Vorlast in die Probenoberfläche eingesenkt. Die Einheit wird mit HRC für Hardness Rockwell C Skala notiert.

Die Beschichtung paßt sich der Substratoberfläche gleichförmig an, so daß oberflächenspezifische Strukturen unverzerrt erhalten bleiben. Es entsteht ein metallurgischer Verbund zum Substrat, der ein Absplittern oder sonstiges Ablösen der Beschichtung verhindert, selbst wenn das Objekt verbogen wird.

Das Einwirken von Säuren, Basen, Salzen oder Lösungen beeinträchtigt die Beschichtung nicht. Titan-Nitrit ist nicht toxisch, biologisch inert und korrosionsbeständig. Wiederholte Sterilisationsmaßnahmen sind ohne Schwächung der TiN-Beschichtung möglich.

3. Instrumente

3.1. Titankürette

Die Titankürette (Deppeler, Rolle, Schweiz) ist mit einem Arbeitsende und einer in linker oder rechter Richtung angulierten angeschliffenen Schneide versehen. Die Zusammensetzung des verwendeten Titans entspricht dem nach DIN-Standard festgelegten Reinheitsgrad 3. Dieser wird bestimmt durch den Anteil weiterer Elemente (C/H/O/N/Fe) im Kristallgitter des Metalls. Titan des Reinheitsgrades 2 stellt das Ausgangsmaterial für den zahnärztlichen Gebrauch dar. Die Dichte des Materials beträgt $1,32\text{g/cm}^3$, die thermische Zersetzung erfolgt bei 460°C . Die Härte nach Vickers nimmt mit steigenden Reinheitsgrad, also mit verstärkter Einlagerung fremder Elemente, zu. Die Vickershärte des Titan Grade 3 liegt bei 179HV_{10} . Das Material ist nickelfrei. Aus diesem Grund sind diese Küretten nicht nur für die parodontalhygienischen Maßnahmen an Implantaten, sondern auch für die natürliche Bezahnung von Nickelallergikern verwendbar. Das Polymermaterial ist als biologisch inert zu betrachten. Negative Wechselwirkungen im Kontakt mit biologischem Material sind nicht bekannt.



Abb. 1: Arbeitsende Titankürette

3.2. Stahlkürette

Die Stahlkürette (Hu Friedy, Chicago, IL, USA) ist ein zahnspezifisch gestaltetes Instrument mit einem nur einseitig schneidenden Arbeitsende. Damit kann sie optimal an die Wurzeloberfläche adaptiert werden, so daß die Gefahr einer Weichteilverletzung reduziert ist. Ihr gestalterisches Merkmal ist die abgeschrägte Fazialfläche, die mit der Schaftachse einen Winkel von 70° bildet. Die nach unten abfallende Seite ist die angeschliffene Schneidekante. Der Schneidekantenquerschnitt beträgt bei diesen feinen Instrumenten 0,7-1,1mm. Das Gracey-Küretten-Set besteht aus sieben doppelendigen Instrumenten mit unterschiedlich gewinkelten Schäften und gekrümmten Arbeitsspitzen zur bereichsspezifischen Anwendung. Der Hartschubstanzverlust am Hartgewebe beträgt pro Anwendung etwa 9µm. Bei normalem Zementmantel wird nach etwa 20 Ziehbewegungen im selben Ansatzgebiet Dentin exponiert. Gracey-Küretten bestehen aus rostbeständigem Edelstahl. Stahl ist eine Legierung aus Eisen und Kohlenstoff mit einem Kohlenstoffgehalt von bis zu 2,06%. Hier findet ein firmeneigenes Spezialhärteverfahren Anwendung. Dieses Verfahren ermöglicht eine effektivere, längerlebige Schneidleistung der Instrumente. Die Zusammensetzung dieses Stahls bewegt sich im Rahmen der DIN 17442, ein rostbeständiger Stahl für medizinische Anwendungen. Entsprechend dieser Normung sind im kristallinen Gefüge des Metalls Spuren folgender Elemente zu finden: C/Si/Mn/P/S/Cr. Die Instrumente sind nickelfrei. Je nach Anwendungsanforderung wird die jeweilige Härte bestimmt, laut Firmenangaben bewegt sich diese zwischen 44 und 49 HRC.



Abb. 2: Arbeitsende Stahlkürette

3.3. Kunststoffscaler

Der Kunststoffscaler (Nobel Biocare, Göteborg, Schwerden) ist speziell für die Distanzhülsen-Reinigung entwickelt worden. Vier verschieden gestaltete Instrumenttypen ermöglichen einen optimalen Zugang. In dieser Studie wurde der sog. Buccal Scaler angewendet. Das Arbeitsende des Instrumentes ist speziell für die Reinigung der bukkalen Distanzhülsenoberfläche gestaltet. Am marginalen Gingivalsaum beginnend, wird das Instrument in koronale Richtung gezogen.

Das Material ist ein glasfaserverstärktes teilaromatisches Polyamid. Polyamide sind thermoplastische Kunststoffe (z.B. Perlon und Nylon). Die Methode beruht darauf, thermoplastische Kunststoffe durch Erwärmen zu erweichen und durch Abkühlung wieder zu verfestigen. Die Vorteile eines teilaromatischen Polyamids bestehen in einer geringen Feuchtigkeitsaufnahme, Chemikalienbeständigkeit und Dimensionsstabilität. Durch die Glasfaserverstärkung des Kunststoffes wird ein hohes Maß an Steifigkeit und Schlagzähigkeit bei gleichzeitig niedrigem Feuchteinfluß erreicht.

Die Kugeldruckhärte nach ISO 2039 beträgt 290MPa. Bei diesem Härteprüfverfahren wird eine Kugel (Durchmesser 5mm) mit einer definierten Kraft (49-961N) für 30sec in den Werkstoff eingedrückt und die Eindringtiefe ermittelt.



Abb. 3: Arbeitsende Kunststoffscaler

3.4. Gummikelch mit Polierpaste

Die Anwendung des Gummikelches mit Zircate Proply Paste Polierpaste (De Trey Dentsply, USA) bildet die abschließende Maßnahme jeder professionellen Zahnreinigung. Orale, vestibuläre und sonstige gut erreichbare Flächen, werden mit einem Gummipolierkelch und der schwächsten noch wirksamen abrasiven Polierpaste bearbeitet. Zircate Proply Paste besteht aus Zirkoniumsilikat ausgewählter und kontrollierter Partikelgröße in einer wasserhaltigen Base. Die Dichte liegt bei $2,5\text{g/cm}^3$.

Der Gummikelch besteht aus SBR- (styrene butadiene rubber) Gummi. Ein Großteil des harten Gummis wird heutzutage mit Styrol-Butadien hergestellt.

Die Härte des Werkstoffes beträgt 51 IRHDmicro. IRHD ist ein Härteprüfverfahren für dünnwandige, weichelastische Materialien wie Gummi, Silikone und Elastomere. Dieses Verfahren ist nach DIN 53519 Blatt 2 festgelegt und definiert. Der gemessene Widerstand eines Prüfkörpers zur entsprechend belasteten Prüfkugel (Durchmesser 0,4mm, Last 153mN) wird hierbei in IRHD umgerechnet. Der Meßweg von 30-100 IRHDmicro beträgt 0,3mm. Ein direkter Vergleich oder eine Umrechnung auf die Härte nach Vickers oder Rockwell sind nicht möglich, da bei diesen Meßverfahren der Eindruck in den Prüfkörper und nicht dessen Widerstand ausgewertet wird.



Abb. 4: Gummikelch mit Polierpaste

3.5. Ultraschallgerät mit Stahlaufsatz

Die Gestaltung des Stahlaufsatzes (KaVo, Biberach, Deutschland) des verwendeten Ultraschallgerätes (Sonicflex) ist scalerförmig und stumpf. Die gewinkelte Schaftgestaltung ergibt bereichsspezifische Scalerformen. Die drucklose Führung der Arbeitsspitze in horizontalen und vertikalen Bewegungsbahnen erfolgt in einem Anstellwinkel von ca. 15° auf die Oberfläche. Bei hoher Amplitude zeichnen sich deutliche Spuren ab, die taktil als rauhe Oberfläche auffallen. Die Instrumentenspitze verschleißt.

Das Arbeitsteil am Ultraschallgerät besteht aus nichtrostendem, hochlegiertem Stahl. Im Gegensatz zu herkömmlichen V₂A-Stahl (18/8 Stahl, Edelstahl), sind im kristallinen Gefüge des Metalls keine Nickelanteile vorhanden. Dieses Material kann also auch bei nickelsensibilisierten Patienten verwendet werden. Neben Eisen (ca. 75%) und Chrom (ca. 14%) als Hauptkomponenten sind Spuren von C/Si/Mn/P/S beilegiert. Diese Zusammensetzung entspricht der DIN 17441. Der Chromanteil bewirkt die Passivierung des Metalls und bedingt dadurch die Mundbeständigkeit. Die Härte nach Vickers beträgt 600_{HV5}.



Abb. 5: Stahlaufsatz für Ultraschallgerät

3.6. Pulverstrahlgerät mit Reinigungspulver

Das Pulverstrahlgerät (Prophyflex) mit Reinigungspulver (KaVo, Biberach, Deutschland) arbeitet mit einem durch Arbeitsdruck von 3bar erzeugten Nebel aus vorgewärmtem Wasser, Luft und feinsten Pulverteilchen. Durch eine Düse im Winkel von 90° und einer Entfernung von 3-5mm, wird das Gemisch auf die Oberfläche aufgesprüht. Die Abrasivpartikel sind dabei von zerstäubten Wassertropfen umgeben. Das Reinigungspulver besteht zu 5% aus Kalziumphosphat und zu 95% aus Natriumkarbonat, das eine zwischen Dentin und Schmelz liegende Härte besitzt. Dentin entspricht einer Härte nach Brinell (H_B) von 60-70 H_B , Schmelz dagegen 300-350 H_B . Das von J.A. Brinell eingeführte Verfahren zur quantitativen Härtemessung erfolgt mittels einer Stahlkugel (Durchmesser 5-20mm) für ca. 15sec mit der Kraft F gegen eine ebene Fläche des Werkstoffs gepreßt, so daß darin ein kugelkalottenförmiger Eindruck mit dem Durchmesser d und der Fläche A entsteht. Der Werkstoff hat dann die Brinell-Härte $H_B = F/A$. H_B und H_V stimmen bis zu Werten von 300 annähernd überein, mit eher etwas größeren H_V -Werten. Mit steigender Härte bleibt der H_B -Wert zunehmend hinter den H_V -Werten zurück. Die Teilchengröße variiert zwischen 25 μ m und 80 μ m, der Mittelwert liegt bei 45 μ m. Um Beschädigungen des Dentins und oberflächliche Verletzungen der Gingiva zu vermeiden, sollte der Abrasivstrahl nicht zu lange auf ein und dieselbe Stelle gerichtet bleiben. Das Pulverstrahlgerät dient zur Beseitigung von weichen Belägen (z.B. Verfärbungen), von Tabak, Medikamenten (z.B. Chlorhexidin), Getränken (z.B. Tee, Wein) und Nahrungsmitteln wie auch der Plaque selbst.



Abb. 6: Pulverstrahlgerät

4. Versuchsaufbau

4.1. Versuchsdurchführung

Die Anwendung der Instrumente bzw. Geräte erfolgte nach Empfehlung des jeweiligen Herstellers, wobei mit der Titan- und Stahlkürette und dem Kunststoffscaler jeweils fünf Arbeitszüge durchgeführt wurden, und der Gummikelch mit Zircate Prophy Paste für 20s bei einer Umdrehungszahl von 5.000 U/min angewendet wurde. Die Bearbeitung der Distanzhülsen mit dem Stahlaufsatz des Sonicflex Ultraschallgerätes erfolgte mit 30.000Hz für 20s, und das Pulverstrahlgerät mit Reinigungspulver wurde aus einer Distanz von 2-3mm für 20s bei einem Druck von 3 bar angewendet. Für jede bearbeitete Distanzhülse wurde ein jeweils fabrikneues Instrument (Küretten/Kunststoffscaler/Gummikelch/Stahlaufsatz) verwendet.

Bei der Bearbeitung wurden die Instrumente in einem mit Gewichten auf 0.4N/4N ausbalancierten Arm fest eingespannt. Die Instrumentierung durch das Ultraschallgerät erfolgte mit 1N/2N Auflagedruck. Die Distanzhülsen wurden auf einem horizontal beweglichen Schlitten in einer Schraubvorrichtung fixiert. Mit dieser Apparatur war eine standardisierte Bearbeitung gewährleistet.

Mit jedem Instrument bzw. Gerät wurden zwei Testfelder (jeweils 2 x 2mm) pro Distanzhülse bearbeitet, die sich im Zentrum der Hülse befanden. Nach der Bearbeitung wurden die Oberflächen mit einer alkoholischen Lösung auf optischem Linsenpapier von metallischen Spanrückständen gereinigt.

Als Kontrolle wurde jeweils in der unmittelbaren Umgebung eine unbearbeitete Oberfläche untersucht (Kontrollfelder). Insgesamt kamen somit 22 Distanzhülsen zur Auswertung.



Abb. 7: Gerät mit eingespanntem Instrument



Abb. 8: Fokus Instrumentierung einer unbeschichteten Distanzhülse mittels Stahlkürette

4.2. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Nach der Bearbeitung wurde ein Test- und Kontrollfeld pro Probe im Rasterelektronenmikroskop (CamScan4, Cambridge, GB) auf Arbeitsspuren untersucht. Das REM-Bild ist ein synthetisches Abbild der auf einer Probenoberfläche stattfindenden Wechselwirkungsprozesse zwischen Elektronen und Probenoberfläche. Dazu wird die Probenoberfläche mit einem gebündelten Elektronenstrahl (Primärelektronenstrahl (PE)) abgerastert. Über die dort entstehenden Sekundärsignale wie Sekundärelektronen (SE) und Rückstreuелеktronen (RE) wird die Helligkeitsmodulation einer Bildschirmröhre gesteuert, auf der ein Abbild der Probenoberfläche entsteht. Von Objektstrukturen, bei denen durch die PE viele SE und/oder RE ausgelöst werden, erhält man ein großes elektrisches Signal, und die entsprechenden Bildbereiche sind hell. Objektstrukturen mit weniger ausgelösten SE und/oder RE liefern ein entsprechende niedriges elektrisches Signal und dunklere Bildbereiche. Um einen optimalen Hell-Dunkel-Unterschied (Kontrast) mit möglichst vielen Graustufen zu erreichen, muß das elektrische Signal entsprechend angesteuert werden. Die Erzeugung der Primärelektronen erfolgte mittels einer Wolframkathode. Die Beschleunigungsspannung betrug 20kV.

Zur Vermeidung elektrischer Aufladungen müssen alle Präparate elektrisch leitend sein. Da die untersuchten Proben bereits leitend waren, konnte auf ein sog. sputter-coating, die Erzeugung leitfähiger Schichten auf der Probenoberfläche im Hochvakuum, verzichtet

werden. Zur Vermeidung lokaler Aufladungen, erfolgte die Reinigung in Alkohol und einfaches Abblasen der Hülsen mittels Lufthochdruck. Jedes weitere Handling der zu untersuchenden Proben erfolgte mittels Pinzetten. Die Befestigung der Distanzhülsen auf den tellerförmigen Probenhaltern, konnte über eine graphithaltige, hochvakuumbeständige, leitfähige Knetmasse (Leit-C-Plast) gesichert werden. Durch die dauerplastischen Eigenschaften der Knetmasse ist es möglich, das Präparat nach der Untersuchung wieder vom Probenhalter zu lösen, um es anders orientiert erneut zu befestigen. Verbleibende Reste von Leit-C-Plast können mit Leichtbenzin rückstandsfrei entfernt werden.

Von jeder Probe wurden drei Aufnahmen hergestellt:

eine 300fache Vergrößerung zur Übersicht und jeweils eine 1000fache Vergrößerung der Arbeitsspur sowie der unbehandelten Kontrollfläche. Ferner wurden einige Übersichtsaufnahmen in 100facher Vergrößerung hergestellt. Der entsprechende Maßstab ist auf jedem Bild vermerkt. Unterschiedliche ausgeprägte elektrische Signale bedingen den Hell-Dunkel-Unterschied (Kontrast) eines REM-Bildes (s.o). Ein Abgleichen der Graustufen aller Aufnahmen gewährleistet einen direkten Vergleich zwischen den einzelnen REM-Bildern.

Die Qualität der Arbeitsspuren auf den bearbeiteten Oberflächen wurde durch zwei unabhängige Untersucher in vier Graden bewertet. Die Einteilung erfolgte in keine, geringe, mäßige und ausgeprägte Arbeitsspuren, wobei die unbearbeiteten Oberflächen als Kontrollen dienten.

4.3. Profilometrische Untersuchung

Vor der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung wurde die Rauhtiefe und der Substanzabtrag des jeweilig instrumentierten Testfeldes der unbeschichteten und Titan-Nitrit beschichteten Titandistanzhülsen insgesamt viermal mit einem mechanischen Profilometer (Perthometer S8P, Feinprüf GmbH, Göttingen) überprüft. Entsprechend wurde die Rauhtiefe des unbeschädigten Kontrollfeldes jeder Hülse dreimal geprüft. Die vorbereitende Reinigung der Proben erfolgte ebenfalls mit optischem Linsenpapier und einer alkoholischen Lösung. Ein speziell für die Distanzhülsen hergestellter Probenhalter wurde rotationssicher in das Gerät

eingespannt und gewährleistet einen gesicherten Abtastvorgang. Zur Auswertung insbesondere der Meßgröße Profiltiefe (P_t), zur Ermittlung des Substanzabtrages (s.u.), ist es erforderlich, daß der zu bewertende Flächenausschnitt des Prüfkörpers parallel zur Meßführung des Tastsystems ausgerichtet wird, da sonst Lageabweichungen der Meßreferenz zum Prüfkörper das Meßergebnis verfälschen. Über eine automatische Neigungskontrolle kann eine Restneigung korrigiert werden.

Dieses Meß- und Registriergerät arbeitet mit einem induktiven Taster mit feiner Diamantspitze. Diese Diamanttastspitze ist kegelförmig, hat nach Normempfehlung einen Winkel von 90° , einen Spitzenradius von $5\mu\text{m}$ und in der Nullage eine statische Meßkraft von ca. $0,8\text{mN}$.

Bei diesem Tastschnittverfahren wird eine dreidimensionale Oberfläche in einen zweidimensionalen Profilschnitt überführt. Der Oberflächentaster wird mittels Präzisionsvorschubgerät in anwählbare Taststrecken und konstanten Tastgeschwindigkeiten über die zu markierende Oberfläche geführt und das abgetastete Oberflächenprofil unmittelbar in eine in Größe und Polarität proportionale elektrische Spannung umgewandelt. Der Meßverstärker kann Meßwerte bis zu 10^{-5} mm erfassen und auswerten. Das analoge Meßsignal wird über einen Wellenfilter geführt, in der Rechenschaltung ausgewertet und in 8 Meßwertspeichern abrufbereit gehalten. In der vorliegenden Untersuchung wurde die gemittelte Rauhtiefe (R_z) gemäß DIN 4768 und die Profiltiefe (P_t) gemäß DIN 4771 berechnet. Die gemittelte Rauhtiefe (R_z) ist ein Mittelwert aus den Einzelrauhtiefen fünf aufeinanderfolgender Einzelmeßstrecken im Rauheitsprofil. R_z sollte Anwendung finden, wenn einzelne Profilausreißer nicht funktionsentscheidend sind. Die Profiltiefe (P_t) ist der Abstand zwischen zwei parallelen Begrenzungslinien, die das Profil P innerhalb der Meßstrecke kleinstmöglich einschließen. Mit dieser Meßgröße wurde der Substanzabtrag ermittelt. Hierbei lag die initiale Bezugsstrecke auf nichtinstrumentierter Oberfläche und ging in die Arbeitsspur des jeweiligen Instrumentes über. Der ermittelte Profilschnitt ist dann auf flächige Abweichungen der unteren Begrenzungslinie im Vergleich zum nichtinstrumentierten Anfangsprofil untersucht worden. Zeichneten sich im Profildiagramm über die gesamte Bezugsstrecke keine Abweichungen ab, konnte der ermittelte Wert P_t nicht als Substanzabtrag bewertet werden.

Die durchgeführte Oberflächenprüfverfahren beziehen sich auf Feingestaltabweichungen der 3. (Pt) und 4. (Rz) Ordnung, insgesamt auf die sog. Rauheit.

4.4. Auflichtmikroskopie

Das in der Studie verwendete Auflichtmikroskop (Zeiss MB0 50, Göttingen, GER) mit integrierter speziellen Mikroskopkamera (DigitalkameraProgRes 3008, Göttingen, GER), zeigt den Zustand der Beschichtung aufgrund der Darstellung in Farbe besser auf, als die eingeschränkte Hell-Dunkelkontrastierung des Elektronenmikroskopes. Die stufenlos regelbare 25 Watt Halogenlampe bietet für alle Beobachtungs- und Dokumentationsverfahren optimale Lichtverhältnisse. Die Beleuchtung eines Auflichtmikroskops fällt auf das Objekt.

Viele ungefärbte mikroskopische Objekte sind ohne spezielle Kontrastiermethoden nicht oder nicht in ausreichendem Maße untersuchbar. Man unterscheidet daher folgende optische Kontrastiermethoden wie Interferenzkontrast, Fluoreszenzmethoden, Dunkelfeld, Polarisation, usw.

Mit dem Reflektorschieber, einem Verfahrensschieber, der einen schnellen Wechsel zwischen den Beobachtungsverfahren „Hell- und Dunkelfeld“ ermöglicht, konnte je nach Probe eine Methode der bestmöglichen Darstellung gewählt werden.

Bei der Hellfeldbeleuchtung wird das Objekt mit Licht durchstrahlt und erscheint dunkel auf hellem Hintergrund, während bei der Dunkelfeldbeleuchtung das Licht seitlich einfällt und das Objekt hellgesäumt auf schwarzem Untergrund erscheint. Hierbei entsteht ein sehr guter Kontrast mit optimaler Auflösung.

Über die integrierte Digitalkamera kann die mikroskopische Darstellung des Objektes eingefroren und am Computerbildschirm bezüglich Farbintensität und Bildschärfe nachbearbeitet werden.

Da sich aufgrund der Wölbung der Distanzhülsen immer nur ein kleiner Objektausschnitt exakt scharfstellen ließ, wurden mehrere Ausschnitte sukzessive fokussiert und photographiert. Später konnten diese Einzeldarstellungen zu einem kompletten Gesamtbild des gewählten Objektausschnittes übereinandergelagert werden.

Es wurden nur jene TiN-beschichteten Distanzhülsen im Auflichtmikroskop untersucht, deren bearbeitungsbedingte Beschichtungsdefekte bereits makroskopisch sichtbar waren. Dieses Kriterium traf auf TiN-beschichtete Distanzhülsen zu, die mittels Ultraschallgerät, Stahl- und Titankürette bei maximal gewählter Belastung bearbeitet worden sind. Entsprechend dazu wurden die jeweiligen unbeschichteten Distanzhülsen abphotographiert. Es wurde eine 200fach vergrößerte Darstellung der Objektausschnitte gewählt. Die Hülsen waren mittels dauerelastischer Knetmasse auf dem Objektträger fixiert.

5. Statistik

5.1. Mittelwert

Aus den profilometrisch ermittelten Rauhtiefen (R_z / R_a / P_t) der instrumentierten Flächen und Kontrollflächen einer Meßreihe, wurde jeweils der arithmetische Mittelwert errechnet. Der Mittelwert ist die Summe aller Einzelwerte geteilt durch die Anzahl der Einzelwerte.

Das entspricht der Formel:

$$\mu = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n}$$

μ = arithmetische Mittel
 n = Anzahl der Einzelwerte
 x_n = Beobachtungen 1 bis n

5.2. Varianz

Bei Ermittlung des arithmetischen Mittels wird keine Aussage darüber getroffen, ob die einzelnen Beobachtungen mehr oder weniger große Abweichungen vom Mittelwert aufweisen, d.h. ob sie eng oder weit um das Zentrum der Verteilung streuen. Daher ist es von Bedeutung, die Abweichungen der einzelnen Beobachtungen von ihrem Mittelwert zu betrachten. Zu diesem Zweck werden Streuungsmaße wie Varianz und Standardabweichung

eingesetzt. Das wichtigste Streuungsmaß wird durch die Varianz dargestellt. Die Varianz wird definiert als arithmetisches Mittel der Abweichsquadrate.

Das entspricht der Formel:

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \mu)^2}{n - 1}$$

$\sigma^2 =$ Varianz

Die Varianz σ^2 ist stets größer oder gleich 0, nimmt sie den Wert 0 an, so heißt das, daß überhaupt keine Streuung vorliegt.

5.3. Standardabweichung

Die positive Quadratwurzel aus der Varianz wird als Standardabweichung (σ) bezeichnet.

Das entspricht der Formel:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \mu)^2}{n - 1}}$$

$\sigma =$ Standardabweichung

Wie auch bei der Varianz, werden die quadrierten Abweichungen vom Mittelwert durch die Anzahl der Beobachtungen minus 1 geteilt (n-1). Diese Maßnahme kann als Sicherheitsfaktor verstanden werden, um einer geringeren Anzahl von Beobachtungen gerecht zu werden. Durch die Reduktion der Beobachtungsanzahl (n-1), wird sowohl die Varianz und auch die Standardabweichung künstlich erhöht.

III. Ergebnisse

1. Vergleich TiN-beschichtete / unbeschichtete Kontrollfläche

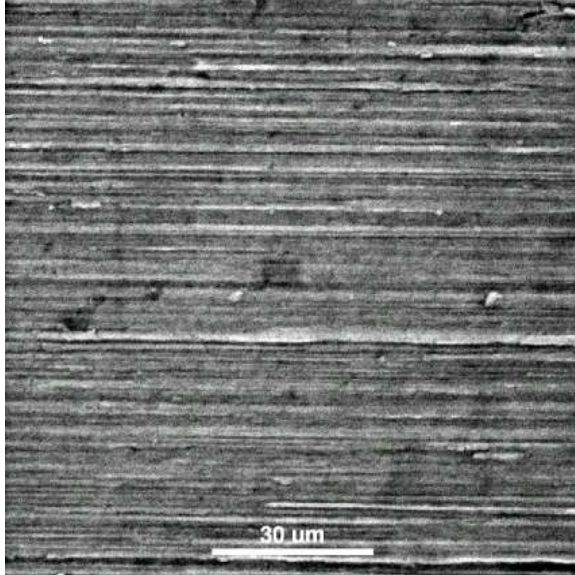


Abb. 9: Kontrollfläche der unbeschichteten Distanzhülse (REM / 1000fach)

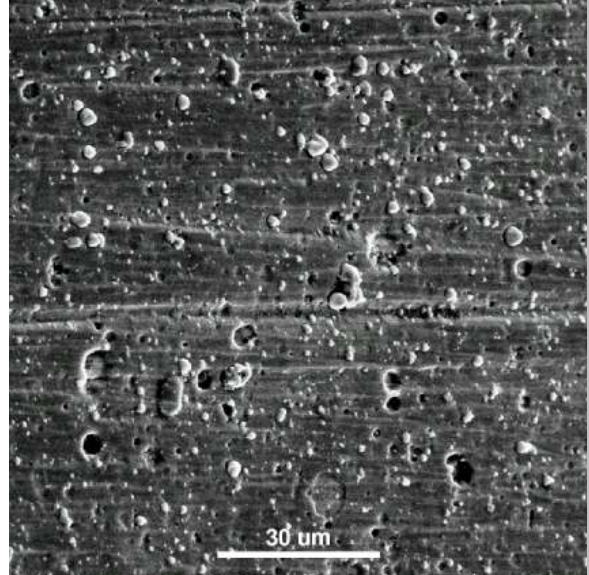


Abb. 10: Kontrollfläche der Titan-Nitrit beschichteten Distanzhülse (REM / 1000fach)

Die Kontrollfläche der unbeschichteten Titandistanzhülse zeigt eine aus fertigungsbedingter Drehung des Werkstücks entstandene regelmäßige Riefung der Oberfläche. Die gemittelte Rauhtiefe (R_z) aller untersuchten unbeschichteten Kontrollflächen liegt bei $0,36\mu\text{m}$ (Abb. 9, Tab. 1).

Abb. 10 zeigt eine Kontrollfläche der Titan-Nitrit beschichteten Distanzhülsen. Deutlich sichtbar werden in der 1000fach vergrößerten rasterelektronenmikroskopischen Darstellung (REM) kleinste, kugelförmige Partikel auf der Oberfläche. Diese bedingen eine im Vergleich zu den unbeschichteten Reintitandistanzhülsen eine erhöhte gemittelte Ausgangsrauhtiefe. Die gemittelte Rauhtiefe aller untersuchten TiN-beschichteten Kontrollflächen beträgt $1,02\mu\text{m}$ (Tab.1).

Die Ausgangsrauhtiefe der TiN-beschichteten Flächen liegt also bereits vor der Instrumentierung durchschnittlich um das 3-fache höher als die der unbeschichteten Distanzhülsen. Eine vergleichbar hohe Rauheit auf den unbeschichteten Oberflächen, zeigte sich nur nach Ultraschallbearbeitung (Tab. 1).

2. Ultraschallgerät mit Stahlaufsatz

Die Ultraschallbearbeitung der unbeschichteten Distanzhülse aus reinem Titan, hinterließ bei einem Auflagedruck von 1N bei 30.000Hz und 20sec Bearbeitungszeit ausgeprägte Arbeitsspuren von inhomogener, rauher Oberflächenstrukturierung, die sich von der ursprünglichen Oberflächenbeschaffenheit (Abb. 11) deutlich unterscheidet (Abb. 12, Tab. 1)

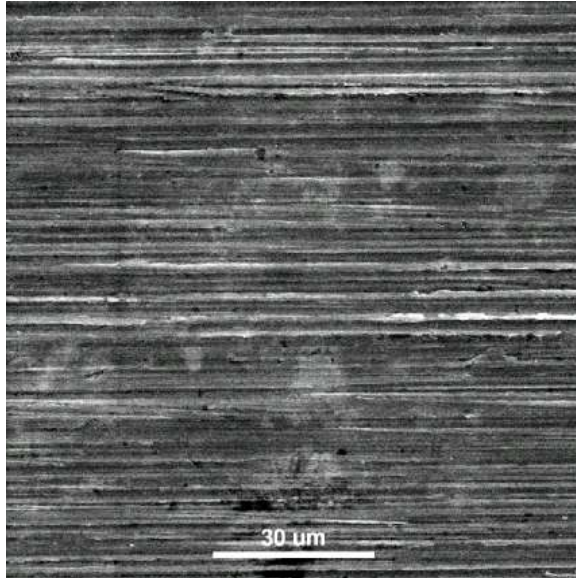


Abb. 11: Kontrollfläche der unbeschichteten Distanzhülse (REM/1000fach)

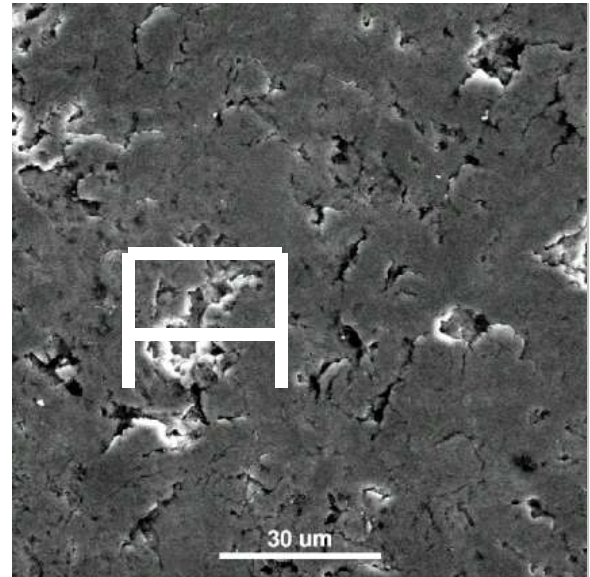


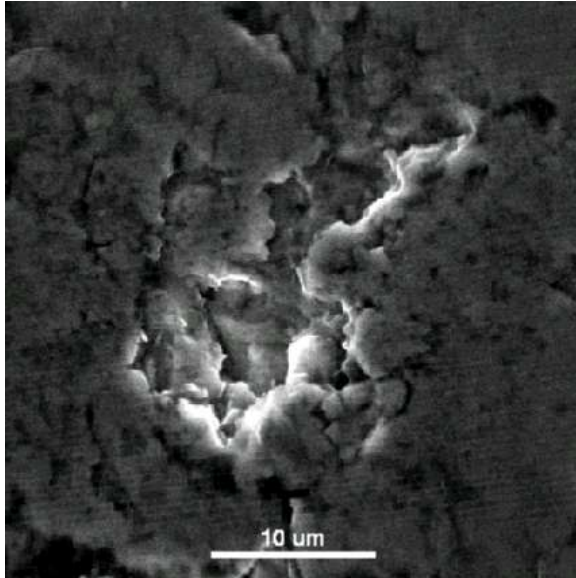
Abb. 12: Ultraschall (1N) auf unbeschichteter Distanzhülse (REM/1000fach)

Die Kontrollaufnahme der unbeschichteten Distanzhülse zeigt eine regelmäßige Riefung der Oberfläche (Abb. 11). Die Arbeitsspur der instrumentierten Oberfläche zeigt die völlige Zerstörung dieser Struktur (Abb. 12). Das Instrument scheint die Fläche stellenweise (siehe Pfeil) aufgerissen zu haben. Eine ergänzende REM-Aufnahme der markierten Position in 3000facher

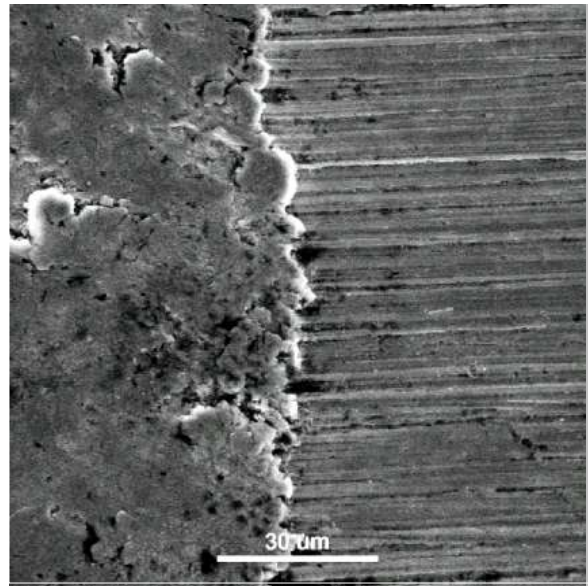
Vergrößerung, sowie der profilometrische Nachweis einer erheblichen Erhöhung der Rauhtiefe (R_z) – verglichen mit dem Ausgangswert der unbehandelten Oberfläche von $0,33\mu\text{m}$, ergibt sich nach Ultraschallbearbeitung ein Wert von (R_z) $1,10\mu\text{m}$ – zeigen, daß die Bearbeitung durch das Ultraschallgerät eine destruktive Wirkung auf das unbeschichtete Probenmaterial hat. Diese absolute Differenz von $0,77\mu\text{m}$ ist gleichbedeutend einer prozentualen Differenz von 233,3% (Tab. 2). Die Rauhtiefe der Oberfläche hat sich also um 233,3% erhöht. Der Substanzabtrag (P_t) liegt bei dieser Bearbeitungsart bei $14\mu\text{m}$ (Tab. 1, Abb. 13).

Abb. 13: Vergrößerung der markierten Fläche

Abb. 14: Grenzfläche Ultraschall (1N) auf



aus Abb. 12 (REM / 3000fach)



unbeschichteten Oberfläche

(REM / 1000fach)

Eine Aufnahme der instrumentiert/nichtinstrumentierten Grenzfläche, zeigt in 1000facher Vergrößerung eine deutliche Gratausbildung als Begrenzung des bearbeiteten Feldes (Abb. 14).

Tab. 1: Ergebnisse Profilometer und REM

	Instrumente	Auflage	Kontrollfläche	Stdev ¹⁾	Instr. Fläche	Stdev ¹⁾	Substanz- abtrag	Stdev ¹⁾	Arbeits- spuren
			Mean Rz(μm)		Mean Rz(μm)		Mean Pt(μm)		
Titan	Ultraschall	1N	0,33	0,09	1,10	0,18	14,00	3,31	ausgeprägt
	Ultraschall	2N	0,33	0,09	1,45	0,03	17,57	2,87	ausgeprägt
	Stahlkürette	0.4N	0,24	0,03	0,51	0,06	1,84	0,61	ausgeprägt
	Stahlkürette	4N	0,38	0,09	0,86	0,06	8,48	2,81	ausgeprägt
	Titankürette	0.4N	0,38	0,11	0,54	0,05	k.A.	/	ausgeprägt
	Titankürette	4N	0,29	0,06	0,91	0,10	k.A.	/	ausgeprägt
	Gummikelch	0.4N	0,52	0,17	0,33	0,05	k.A.	/	gering
	Gummikelch	4N	0,37	0,05	0,40	0,06	k.A.	/	mäßig
	Kunststoffscaler	0.4N	0,42	0,01	0,50	0,07	k.A.	/	keine
	Kunststoffscaler	4N	0,35	0,08	0,30	0,08	k.A.	/	keine
	Pulverstrahl		0,35	0,12	0,41	0,09	k.A.	/	keine
Mean			0,36	n/a	0,53	n/a	10,48	n/a	n/a
Stdev ²⁾			0,07	n/a	0,22	n/a	n/a	n/a	n/a

	Instrumente	Auflage	Kontrollfläche	Stdev ¹⁾	Instr. Fläche	Stdev ¹⁾	Substanz- abtrag	Stdev ¹⁾	Arbeits- spuren
			Mean Rz(μm)		Mean Rz(μm)		Mean Pt(μm)		
Titan-Nitrit	Ultraschall	1N	1,27	0,02	0,61	0,14	k.A.	/	gering
	Ultraschall	2N	1,55	0,14	0,73	0,04	k.A.	/	mäßig
	Stahlkürette	0.4N	1,55	0,14	1,25	0,10	k.A.	/	keine
	Stahlkürette	4N	1,27	0,02	2,32	0,19	4,80	0,99	ausgeprägt
	Titankürette	0.4N	0,79	0,25	0,58	0,03	k.A.	/	mäßig
	Titankürette	4N	0,66	0,08	0,68	0,10	k.A.	/	ausgeprägt
	Gummikelch	0.4N	0,80	0,08	0,53	0,01	k.A.	/	keine
	Gummikelch	4N	1,24	0,21	0,42	0,08	k.A.	/	gering
	Kunststoffscaler	0.4N	0,68	0,11	0,78	0,21	k.A.	/	keine
	Kunststoffscaler	4N	0,89	0,07	0,55	0,11	k.A.	/	keine
	Pulverstrahl		0,50	0,13	0,73	0,35	k.A.	/	keine
Mean			1,02	n/a	0,87	n/a	4,80	n/a	n/a
Stdev ²⁾			0,37	n/a	0,59	n/a	n/a	n/a	n/a

Pt = stellt alle Profilabweichungen von der Ausgleichsgeraden dar

Rz = Mittelwert aus den Einzelrautiefen fünf aufeinanderfolgenden Einzelmeßstrecken im Rauheitsprofil

N = Newton / 10N~1kg

Mean = Mittelwert aller Einzelbeobachtungen

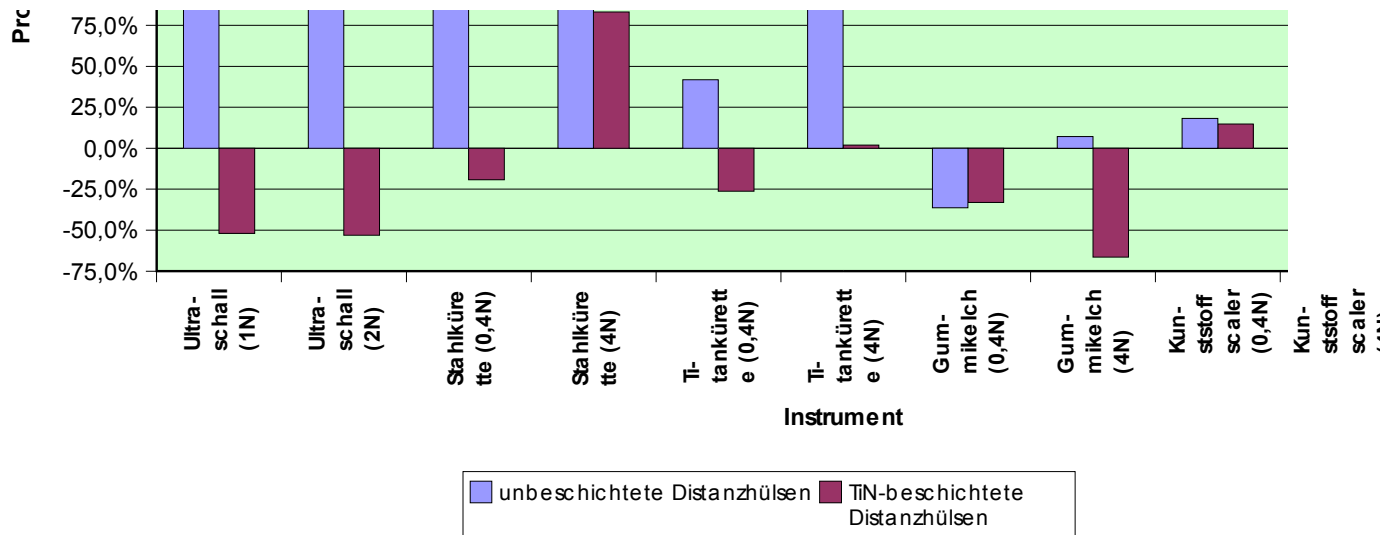
Stdev¹⁾ = Standardabweichung der Einzelbeobachtungen

Stdev²⁾ = Standardabweichung der Kontrollfläche bzw. instrumentierter Oberfläche

k.A. = kein Abtrag

n/a = nicht anwendbar

Tab. 2: Graphische Darstellung d. Rauhtiefenveränderung (0,0% entspricht der unbearbeiteten Kontrollfläche)



Die Instrumentierung der unbeschichteten Distanzhülsen durch das Sonicflex Ultraschallgerät bei einem Auflagedruck von 2N, erzeugte nach rasterelektronenmikroskopischen Bewertung ebenfalls ausgeprägte Spuren (Abb. 15, Abb. 16, Tab. 1).

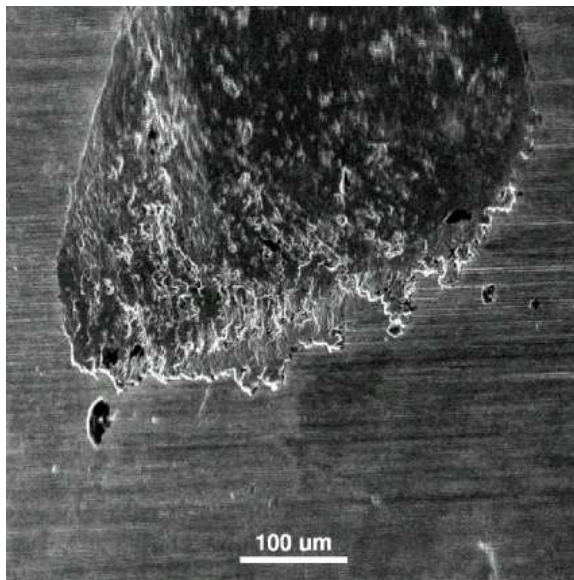


Abb. 15: Ultraschall (2N) auf unbeschichteter Distanzhülse (REM / 100fach)

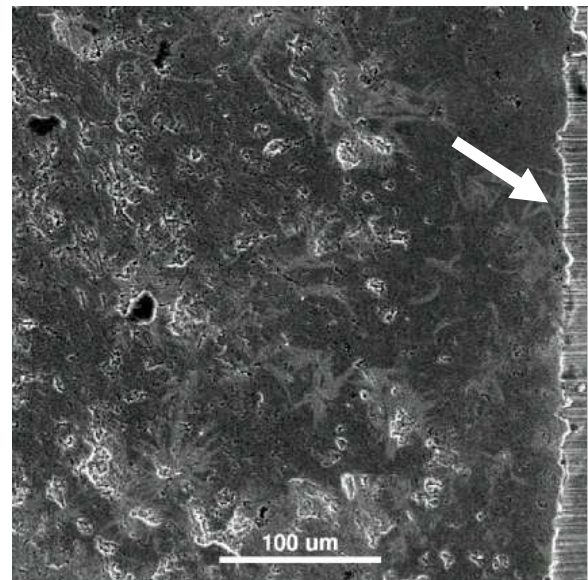
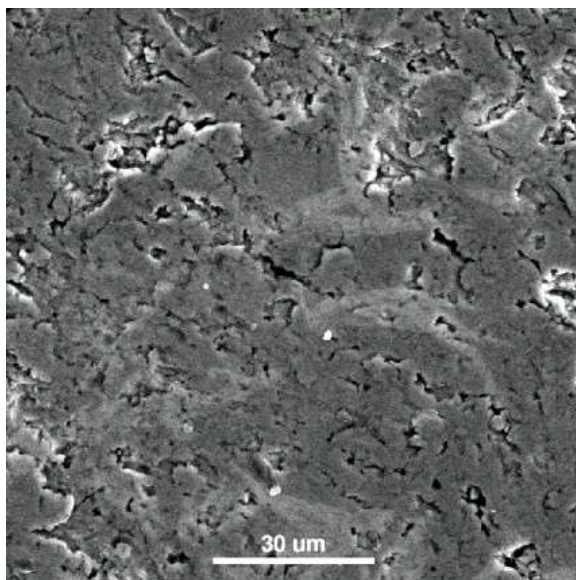


Abb. 16: Grenzfläche Ultraschall (2N) auf unbeschichteter Fläche (REM / 300fach)

Eine Übersichtsaufnahme in 100facher Vergrößerung stellt die offensichtliche Abgrenzung der entstandenen Arbeitsspur gegenüber der unbehandelten angrenzenden Oberfläche dar (Abb. 15). Eine 300fache Vergrößerung des instrumentierten Feldes, zeigt im rechten Bildrand ebenfalls die scharfe Abgrenzung beider Flächen (siehe Pfeil, Abb. 16). Im direkten Vergleich mit der 1000fachen Vergrößerung der mit 1N Auflagedruck behandelten Fläche (Abb. 12), wirken nun die zerklüfteten Oberflächenanteile verdichteter (Abb. 17). Die profilometrisch ermittelte erhebliche absolute Zunahme der gemittelten Rauhtiefe (R_z) liegt hier bei $1,12\mu\text{m}$ und ergibt einen Wert von $1,45\mu\text{m}$ (Tab. 1) und bestätigt den visuellen Eindruck der Oberflächenbeschädigung (Abb. 17). Die prozentuale Differenz zwischen Kontrollfläche und instrumentierter Fläche entspricht 339,4% . Ein Substanzabtrag (Pt) von $17,5\mu\text{m}$ konnte ermittelt werden (Tab. 1).

Abb. 17: Ultraschall (2N) auf unbeschichteter Distanzhülse (REM / 1000fach)



Die 200fache Vergrößerung im Auflichtmikroskop erleichtert die dreidimensionale Vorstellung. Eine deutliche Stufenbildung (siehe Pfeil) hebt die keulenförmige Arbeitsspur vom unbehandelten Feld im linken Bildbereich ab (Abb. 18).

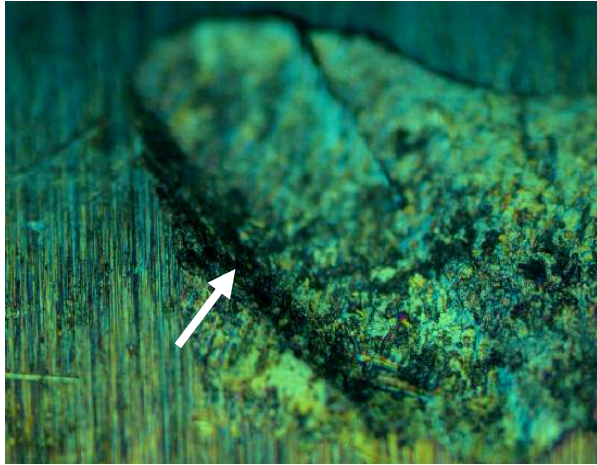


Abb. 18: Ultraschall (1N) auf unbeschichteter Oberfläche (Auflicht / 200fach)

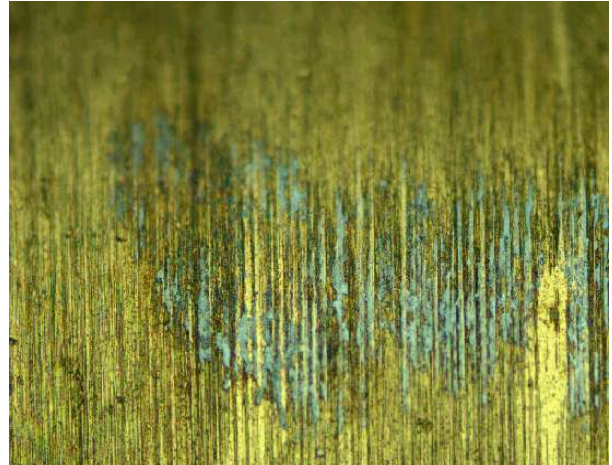
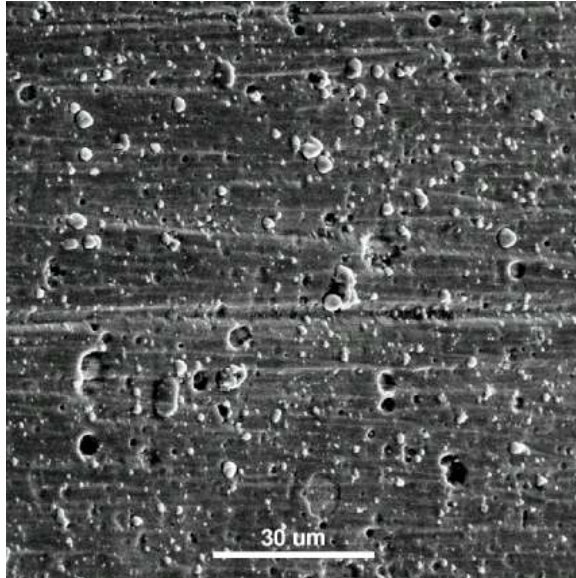


Abb. 19: Ultraschall (2N) auf TiN-beschichteter Distanzhülse (Auflicht / 200fach)

Eine auflichtmikroskopische Aufnahme der TiN-beschichteten Titandistanzhülsenoberfläche nach Ultraschallbearbeitung bei doppeltem Auflagedruck zeigt dagegen nur eine schwach ausgeprägte Arbeitsspur (siehe Pfeil), allerdings zeigt sich eine instrumentationsbedingte Ablösung der TiN-beschichtung, der metallische Glanz des Titans wird sichtbar freigelegt (Abb. 19).

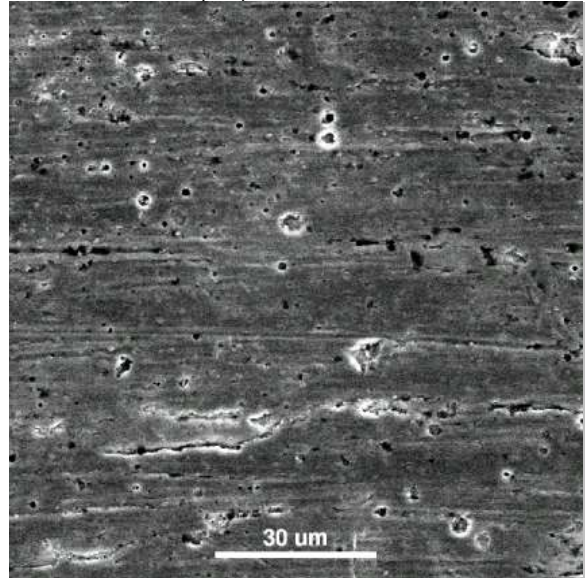
Auf der unbearbeiteten Kontrollfläche der beschichteten Distanzhülsen, lassen sich im Rasterelektronenmikroskop kleinste, kugelförmige Partikel feststellen (siehe Pfeil, Abb. 20), die eine im Vergleich zu den unbeschichteten Reintitanabutments erhöhte durchschnittliche Ausgangsrautiefe bedingen (Tab. 1). Diese beträgt bei TiN-beschichteten Oberflächen gemittelt $1,02\mu\text{m}$, die unbeschichteten Oberflächen zeigen bei $0,36\mu\text{m}$ eine deutlich geringere Rautiefe vor der Instrumentierung.

Abb. 20: Kontrollfläche der TiN-beschichteten



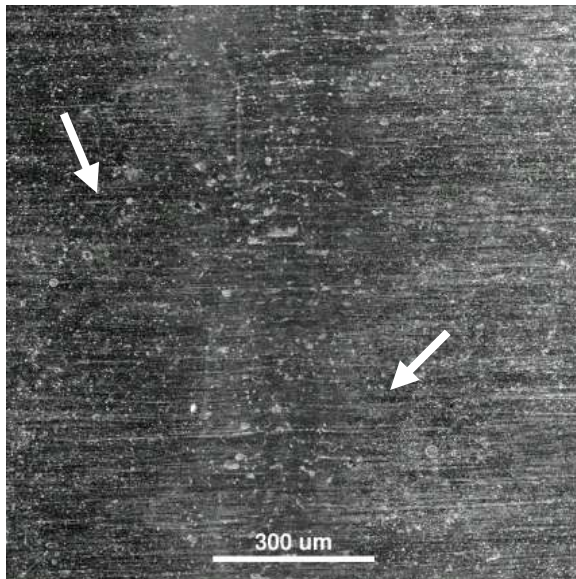
Titandistanzhülsen (REM / 1000fach)

Abb. 21: Ultraschall (2N) auf

TiN-beschichteter Oberfläche
(REM / 1000fach)

Die gleiche Vergrößerung der instrumentierten Fläche zeigt bei mäßigen Arbeitsspuren, daß die beschriebenen Partikel durch die Bearbeitung von der Oberfläche abgetragen worden sind (Abb. 21), allerdings kann durch die begrenzte hell-dunkel Darstellung des REM-Bildes das freigelegte Titan nicht sichtbar gemacht werden, dieser Aspekt wird von der 200fachen Vergrößerung im Auflichtmikroskop besser aufgezeigt (Abb. 19).

Eine Übersichtsaufnahme in 100facher Vergrößerung läßt in der Bildmitte eine Spur erkennen (siehe Pfeil), die sich leicht von den unbearbeiteten angrenzenden Flächen absetzt (Abb. 22).

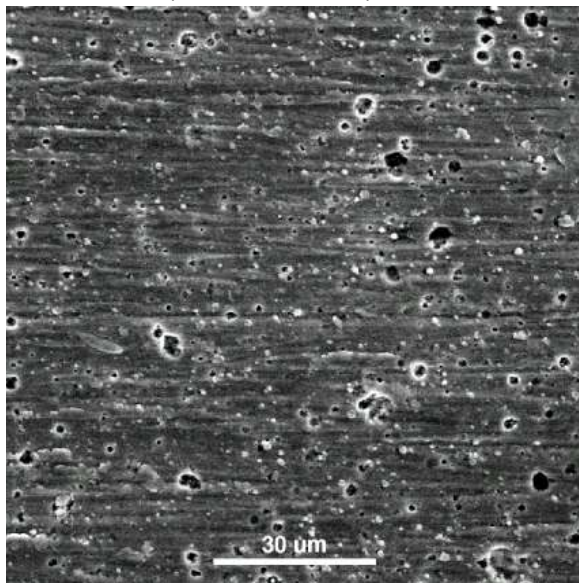
Abb. 22: Ultraschall (2N) auf TiN-beschichteter
Distanzhülse (REM / 100fach)

Die profilometrischen Ergebnisse beweisen einen glättenden Effekt dieser Bearbeitungsart auf den beschichteten Distanzhülsen. Die gemittelte Rauhtiefe (R_z) hat sich im Vergleich zur unbehandelten

Kontrollfläche um $82\mu\text{m}$ von $1,55\mu\text{m}$ auf $0,73\mu\text{m}$ verringert (Tab. 1). Das entspricht einer prozentualen Differenz von $-53,1\%$ (Tab. 2). Trotz des auflichtmikroskopisch nachweisbaren Beschichtungsverlustes ist profilometrisch kein Substanzabtrag (Pt) festzustellen (Tab. 1, Abb. 19).

Die Ultraschallbearbeitung der TiN-beschichteten Distanzhülsen bei 1N Auflagedruck zeigt ähnliche Ergebnisse: auflichtmikroskopisch ist zwar keine Spur nachzuweisen, aber die im Rasterelektronenmikroskop ebenfalls sichtbar reduzierte Anzahl der kugelförmigen Partikel, sowie die geminderte Rauhtiefe (R_z) um $-66\mu\text{m}$ auf einen Wert von $0,61\mu\text{m}$, zeigen einen glättenden Effekt auf (Tab. 1, Abb. 23). Ein Substanzabtrag (Pt) ist bei einer geringen Arbeitsspur nicht nachzuweisen.

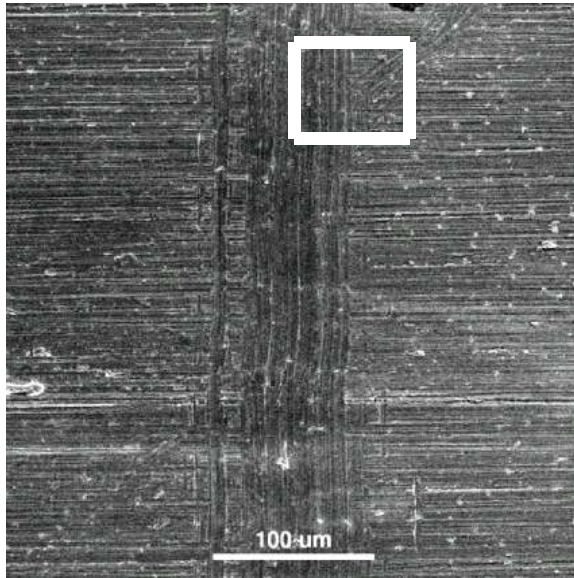
Abb. 23: Ultraschall 1N auf nitritbeschichteter Distanzhülse (REM / 1000fach)



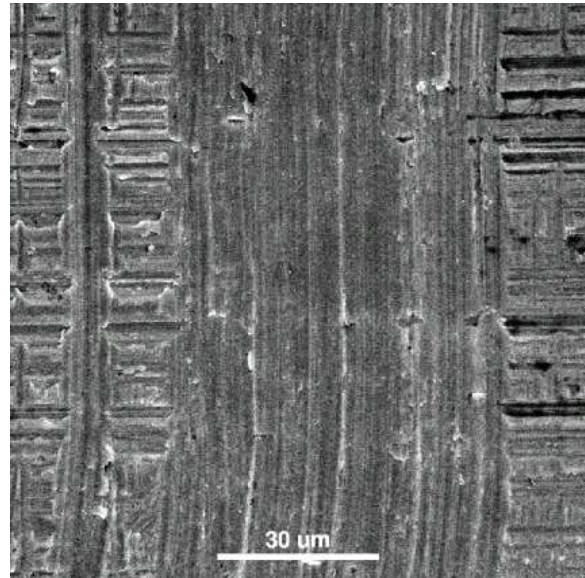
3. Stahlkürette

Die Instrumentierung der unbeschichteten Distanzhülsen mit der Stahlkürette bei 5 Arbeitszügen und 0,4N Auflagedruck, hinterließ auf der Oberfläche ausgeprägte Spuren (Abb. 24).

Abb. 24: Stahlkürette 0,4N auf unbeschichteter Abb. 25: Stahlkürette 0,4N auf Reintitan-



Distanzhülse (REM / 300fach)



Abutment (REM / 1000fach)

In dieser Übersichtsaufnahme in 300facher Vergrößerung, ist ein deutliches Arbeitsfeld in senkrechter Richtung zur typischen Oberflächenstruktur der unbehandelten angrenzenden Flächen zu erkennen (Abb. 24).

Eine 1000fache Vergrößerung des bearbeiteten Feldes, zeigt ebenfalls die Arbeitsspur in Zugrichtung des Instruments, in deutlicher Abgrenzung zur maschinell bedingten Riefung der übrigen Oberfläche (Abb. 25). Es ist eine Zunahme der gemittelten Rauhtiefe (R_z) um $0,27\mu\text{m}$ festzustellen. Die Rauhtiefe der unbehandelten Kontrollfläche beträgt $0,24\mu\text{m}$. Diese Werte entsprechen einer prozentualen Differenz von 111,1% (Tab. 2) Ein Substanzabtrag (Pt) von $1,84\mu\text{m}$ konnte ermittelt werden (Tab. 1).

Die folgende Aufnahme zeigt in 300facher Vergrößerung die nach Stahlkürettenbearbeitung bei 4N Auflagedruck entstandene ausgeprägte Arbeitsspur (Abb. 26, Tab. 1). Die Pfeilmarkierungen zeigen im unteren Bildrand die Ansatzstelle des Instrumentes und rechts die seitliche Begrenzung des bearbeiteten Feldes. Die Rauhtiefe (R_z) der Kontrollfläche beträgt im Mittel $0,38\mu\text{m}$, eine Messung des instrumentierten Feldes ergab einen um $0,48\mu\text{m}$ höheren Wert. Die Rauhtiefe hat sich nach Stahlküretteninstrumentierung um 127,4% erhöht (Tab. 2). Weiterhin konnte über die profilometrische Untersuchung ein gemittelter Substanzabtrag (Pt) von $8,48\mu\text{m}$ aufgezeigt werden (Tab. 1).

Die gleiche Bearbeitungsart hinterließ auf den TiN-beschichteten Distanzhülsen ebenfalls ausgeprägte Arbeitsspuren (Abb. 27, Tab. 1).

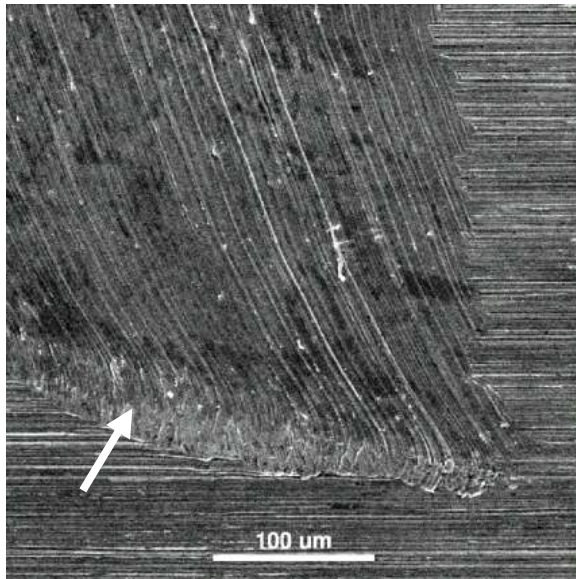


Abb. 26: Stahlkürette (4N) auf unbeschichteter Oberfläche (REM / 300fach)

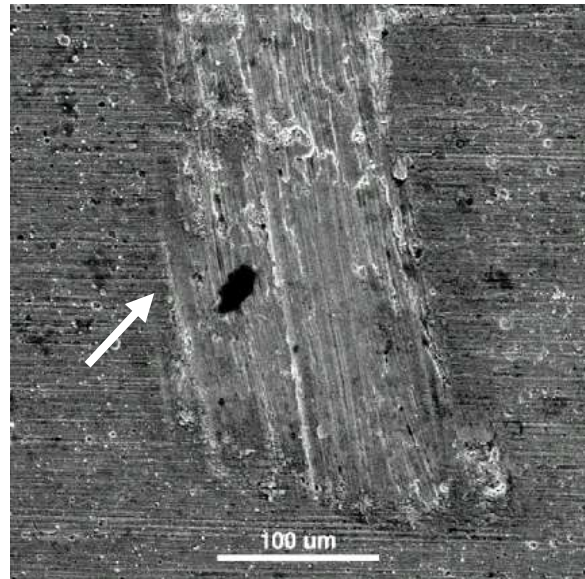


Abb. 27: Stahlkürette (4N) auf TiN-beschichteter Oberfläche (REM / 300fach)

In der Bildmitte dieser 300fachen Übersichtsaufnahme, ist eine deutliche Veränderung der Oberflächenstruktur im markierten instrumentierten Bereich zu erkennen (Abb. 27). Die 1000fach vergrößerte Darstellung dieser Arbeitsspur zeigt eine inhomogene, rauhe Oberfläche, die sich auch in der profilometrischen Auswertung der Rauhtiefen widerspiegelt: die gemittelte Rauhtiefe (R_z) hat sich um $1,05\mu\text{m}$ auf $2,23\mu\text{m}$ erhöht, die prozentuale Differenz zur Ausgangsrauhtiefe beträgt 83,2%, und es ist ein Substanzabtrag (Pt) von $4,80\mu\text{m}$ nachzuweisen (Tab. 1). Diese rasterelektronenmikroskopische Darstellung scheint ein Verstreichen der TiN-Beschichtung in Zugrichtung des Instrumentes zu zeigen (Abb. 28).

Die Darstellung des Auflichtmikroskops beweist jedoch den kompletten Abtrag der TiN-Beschichtung innerhalb der markierten Arbeitsspur (Abb. 29).

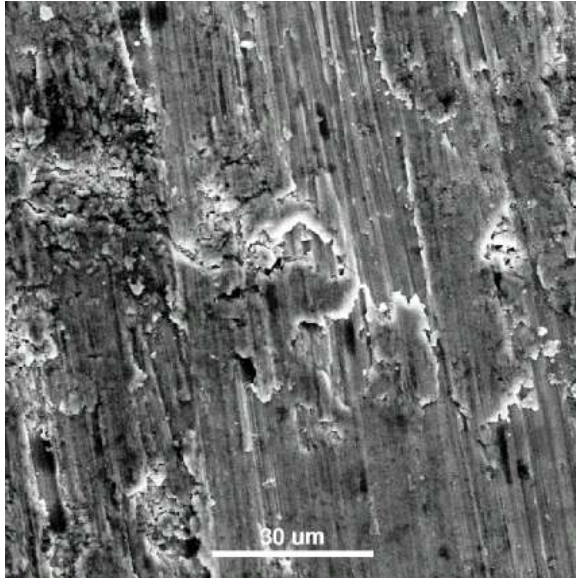


Abb. 28: Stahlkürette (4N) auf TiN-beschichteter Oberfläche (REM / 1000fach)

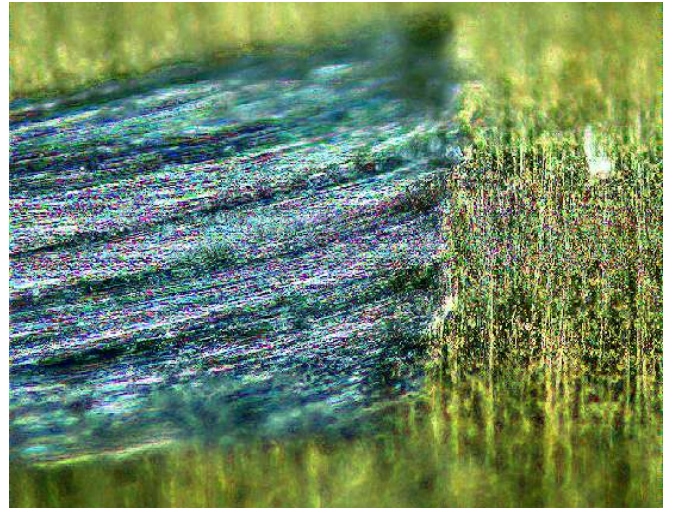


Abb. 29: Stahlkürette (4N) auf TiN-beschichteter Oberfläche

(Auflicht / 200fach)

Die Instrumentierung der TiN-beschichteten Distanzhülsen mit einer Auflagekraft von 0,4N hinterlässt keine Spuren auf der Oberfläche. Es ist eine leichte Reduktion der Rauhtiefe oder ohne Abtrag der Substanz festzustellen (Tab. 1, Abb. 30).

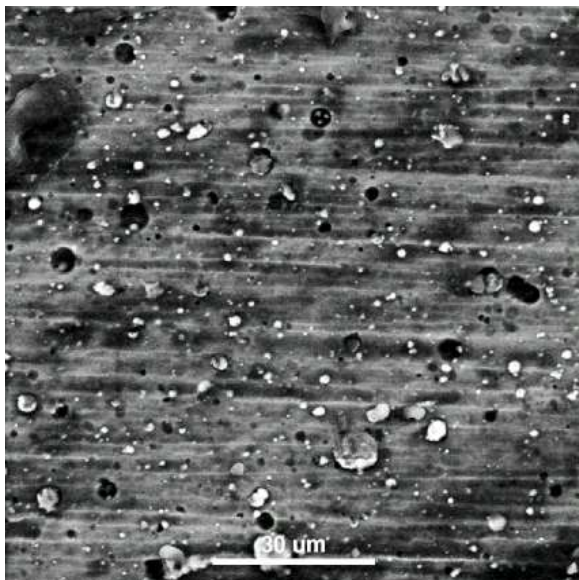


Abb. 30: Stahlkürette (0,4N) auf TiN-beschichteter Distanzhülse (REM / 1000fach)

4. Titankürette

Die Instrumentierung mittels Titankürette bei 0,4N Auflage und 5 Arbeitszügen hinterließ auf den unbeschichteten Distanzhülsen ausgeprägte Spuren (Tab. 1.). Die 1000fache Vergrößerung des Arbeitsfeldes zeigt in Zugrichtung des Instrumentes zwei senkrecht zur fertigungsbedingten Riefung der maschinell hergestellten Hülse verlaufende Spuren (Abb. 31).

Auflichtmikroskopisch zeigt sich in 200facher Vergrößerung ein ähnliches Bild (Abb. 32).

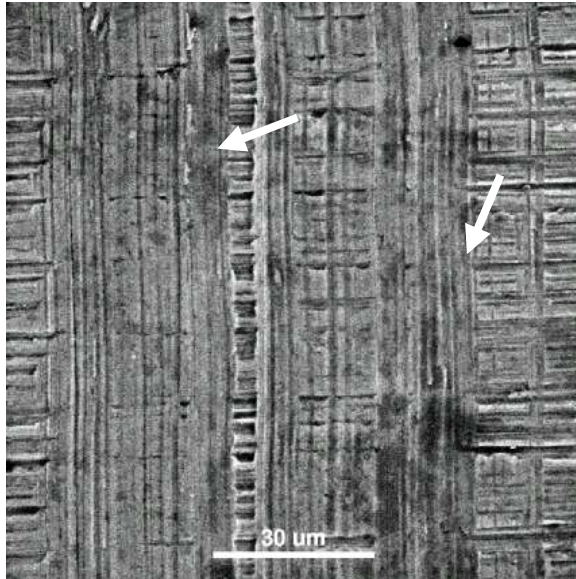


Abb. 31: Titankürette (0,4N) auf unbeschichteter Titanoberfläche (REM / 1000fach)

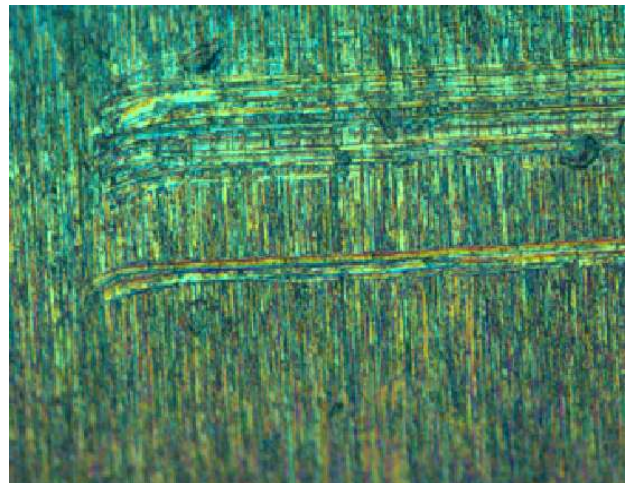


Abb. 32: Titankürette (0,4N) auf unbeschichteten Distanzhülse (Auflicht / 200fach)

Die Ergebnisse der profilometrischen Untersuchung zeigen eine geringe Erhöhung der gemittelten Rauhtiefe (R_z) um $0,16\mu\text{m}$. Das entspricht einer prozentualen Rauhtiefenerhöhung um 41,7% (Tab. 2). Ein Substanzabtrag (P_t) ist nicht nachweisbar (Tab. 1).

Eine Erhöhung des Auflagedruckes auf 4N mit gleichem Instrument, erzeugt auf der unbeschichteten Oberfläche rasterelektronen- sowie auflichtmikroskopisch nachweisbare ausgeprägte Arbeitsspuren (Abb. 33, Abb. 34).

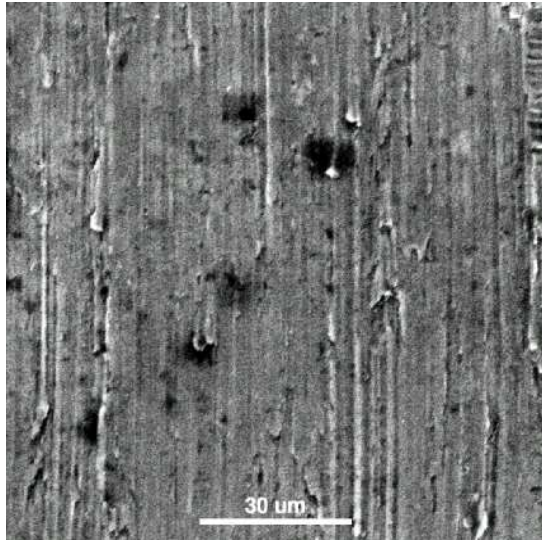


Abb. 33: Titankürette (4N) auf unbeschichteter Distanzhülse (REM / 1000fach)

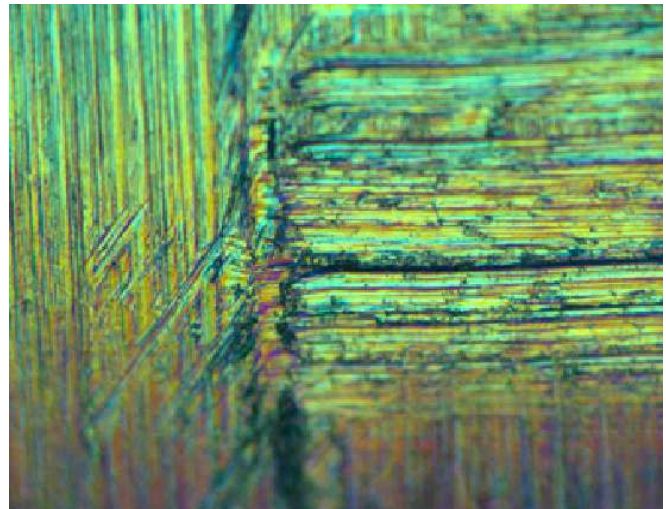


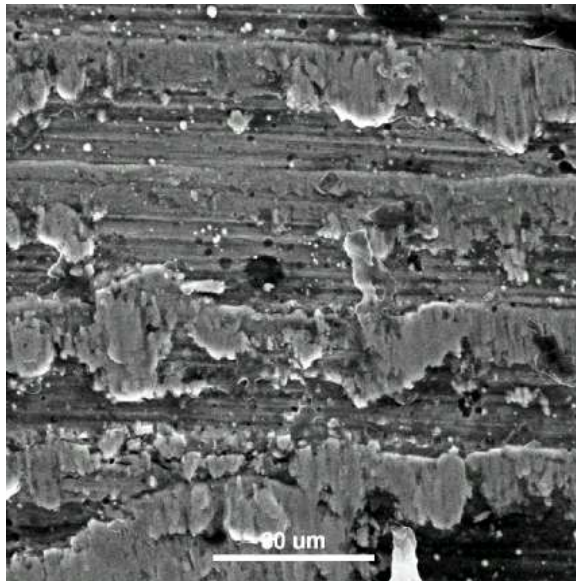
Abb. 34: Titankürette (4N) auf unbeschichteter Oberfläche (Auflicht / 200fach)

Im oberen rechten Bildrand der REM-Aufnahme ist eine Begrenzung zur unbehandelten Oberfläche zu erkennen (siehe Pfeil, Abb. 33).

Der Eindruck der inhomogenen, aufgerauhten Struktur, wird in der profilometrischen Auswertung bestätigt: die gemittelte Rauhtiefe (R_z) hat sich um $0,62\mu\text{m}$ auf $0,91\mu\text{m}$ erhöht (Tab. 1). Das entspricht einer Erhöhung der Rauhtiefe von 210,2% (Tab. 2). Ein Substanzabtrag (Pt) ist nicht nachweisbar.

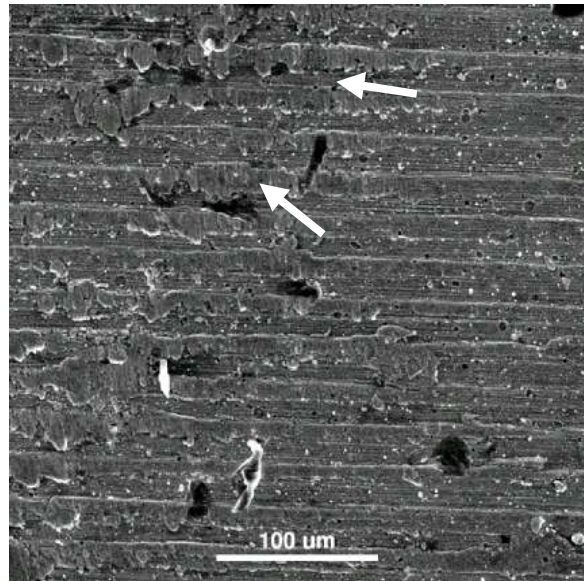
Gleicher Auflagedruck und Bearbeitungsart ergibt auf den TiN-beschichteten Oberflächen ebenfalls ausgeprägte Arbeitsspuren (Abb. 35, Tab. 1). Trotz einer erheblichen Veränderung der Oberflächenstruktur kann nach profilometrischer Untersuchung keine Erhöhung der Rauhtiefe (R_z) ermittelt werden. Die Differenz des instrumentierten Feldes zur Rauhtiefe der Kontrollfläche beträgt nur $0,01\mu\text{m}$ (Tab. 1). Hier zeigt sich also eher eine Verschiebung der Rauheit, ohne in der Gesamtbetrachtung eine Veränderung im Vergleich zu den Kontrolldaten hervorzurufen. Ein Substanzabtrag (Pt) ist nicht nachzuweisen.

Abb. 35: Titankürette (4N) auf TiN-



beschichteter Oberfläche (REM / 1000fach)

Abb. 36: Titankürette (4N) auf TiN-



beschichteter Distanzhülse (REM / 300fach)

Die Aufnahme mit dem Rasterelektronenmikroskop in 1000facher Vergrößerung zeigt ein Verstreichen der Beschichtung in Zugrichtung des Instrumentes (Abb. 35). Auf der Übersichtsaufnahme in 300facher Vergrößerung ist linksseitig bis zur Bildmitte das Arbeitsfeld des Instrumentes erkennbar (Abb. 36).

Die Beschaffenheit der TiN-Beschichtung nach Instrumentierung ist in einer 200fachen Vergrößerung im Auflichtmikroskop besser zu beurteilen (Abb. 37).



Abb. 37: Titankürette (4N) auf TiN-beschichteten Distanzhülse (Auflicht / 200fach)

Hier ist gezeigt, daß die TiN-Beschichtung in Zugrichtung des Instrumentes partiell heruntergelöst wurde, das metallisch glänzende Reintitan ist freigelegt.

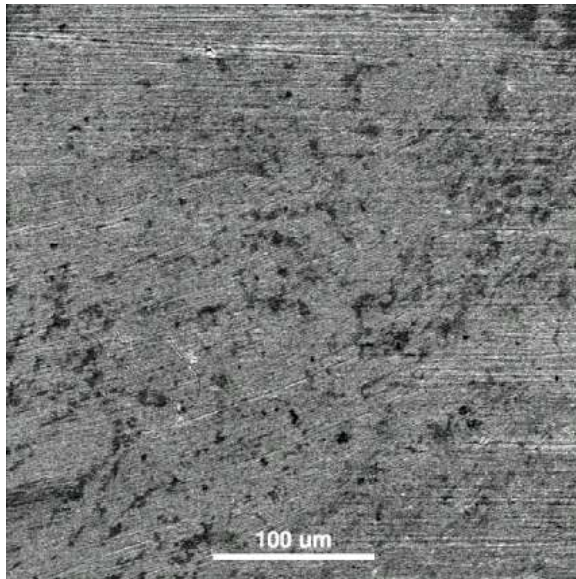
Die Bearbeitung der beschichteten Proben mit einem Auflagedruck von 0,4N zeigt dagegen keine Spuren im Bereich des instrumentierten Feldes. Ferner ist profilometrisch eine Reduktion der gemittelten Rauhtiefe (Rz) um –26,3% ohne Substanzabtrag (Pt) festzustellen (Tab. 1, Tab. 2).

5. Gummikelch mit Zircate Prophy Paste

Die Untersuchung der unbeschichteten Distanzhülsen nach 20 sec Bearbeitung mit einem Gummikelch und Zircate Prophy Paste bei 0,4N Auflagedruck und 5.000rpm, zeigt geringe Arbeitsspuren auf der Abutmentoberfläche (Abb. 38, Tab. 1).

Das markierte Feld zeigt in der 300fachen Übersichtsaufnahme die Arbeitsspur des rotierenden Instrumentes, im oberen linken und unteren rechten Bildrand sind unbearbeitete Grenzflächen zu erkennen. Nach profilometrischer Auswertung zeichnet sich ein geringer Glättungseffekt ohne Substanzverlust (Pt) ab: die gemittelte Rauhtiefe (Rz) hat sich im Vergleich zum Kontrollfeld um – 36,3% reduziert.

Abb. 38: Gummikelch (0,4N) auf unbeschichteter



Distanzhülse (REM / 300fach)

Der direkte Vergleich zwischen instrumentierter und nichtinstrumentierter Kontrolloberfläche bei 1000facher Vergrößerung, zeigt eine mäßige Arbeitsspur des Gummikelches nach Erhöhung des Auflagedruckes auf 4N (Abb. 39, Abb.40).

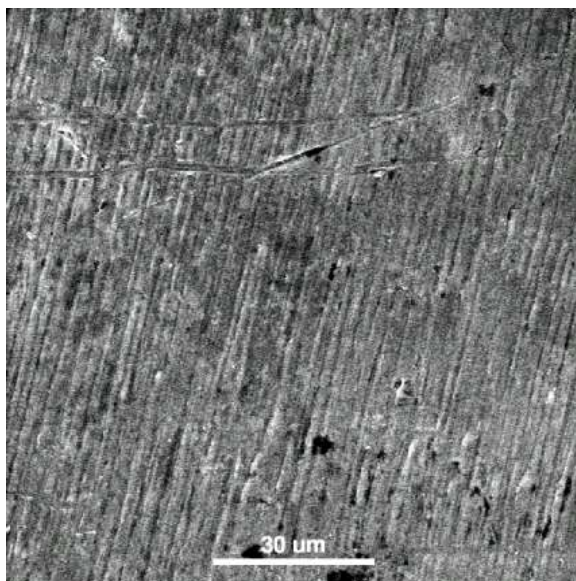


Abb. 39: Gummikelch (4N) auf unbeschichteter Titandistanzhülse (REM / 1000fach)

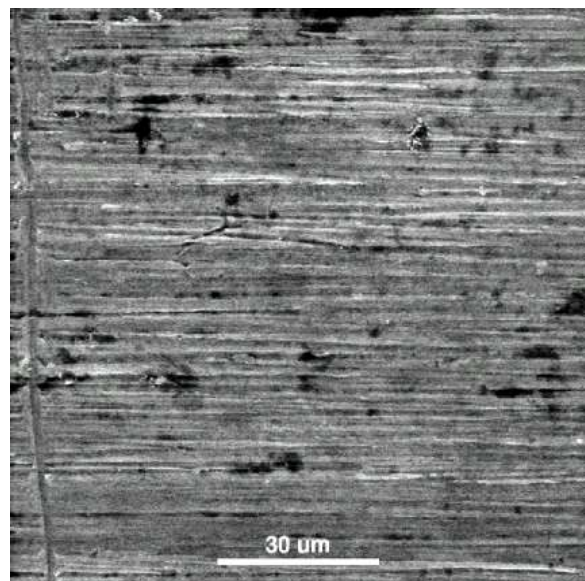


Abb. 40: Kontrollfläche der unbeschichteten Distanzhülse (REM / 1000fach)

In Rotationsrichtung des Gummikelches ist eine regelmäßige Strukturierung ähnlich der ursprünglichen, herstellungsbedingten Oberfläche zu erkennen. Diese resultiert vermutlich aus der Oberflächenbeanspruchung durch die Pastenpartikel.

Es ist kein Substanzabtrag oder eine Veränderung der Rauhtiefe zu ermitteln (Tab. 1). Ein glättender Effekt ist auf der unbeschichteten Oberfläche offensichtlich nur bei niedrigem Auflagedruck zu erwarten.

Gleiche Bearbeitungsart mit 4N Instrumentationsbelastung, hinterläßt auf den TiN-beschichteten Titandistanzhülsen geringe Spuren und reduzierte die Rauhtiefe um $-66,4\%$ auf $0,42\mu\text{m}$ (Tab. 1, Tab. 2). Die rasterelektronenmikroskopische Aufnahme zeigt eine Reduktion der kugelförmigen Partikel, die auf der unbearbeiteten Kontrolloberfläche sichtbar sind. Ein deutlicher Glättungseffekt ohne Substanzabtrag ist festzustellen (Abb. 41, Abb. 42).

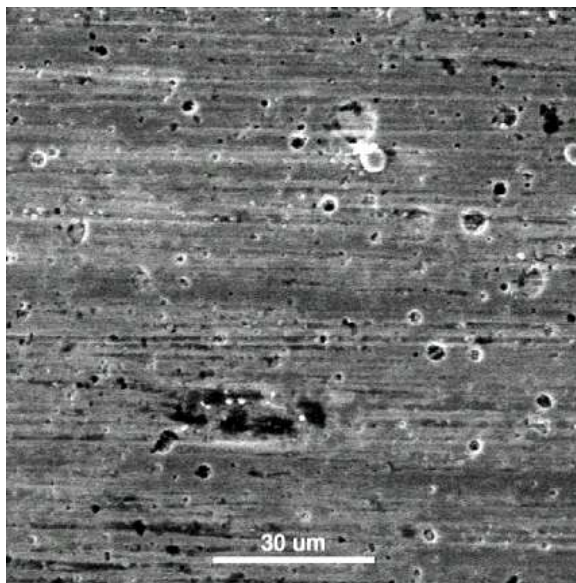


Abb. 41: Gummikelch (4N) auf TiN-beschichteter Distanzhülse (REM / 1000fach)

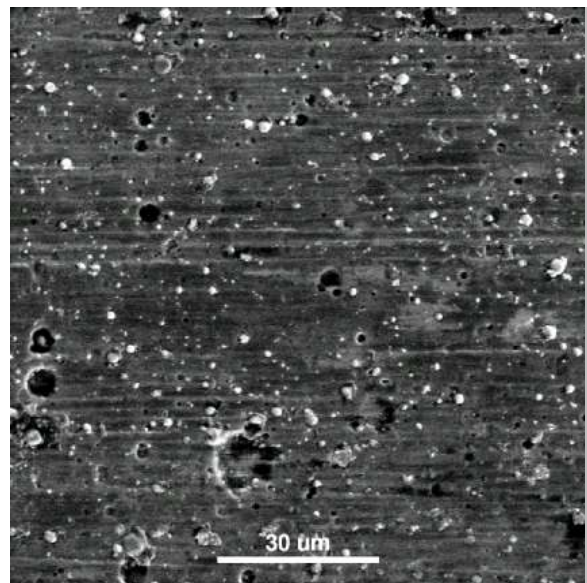


Abb. 42: Kontrollfläche der TiN-beschichteten Distanzhülse (REM / 1000fach)

Die Instrumentierung mit 0,4N Belastung zeigte keine Modifikation der Oberflächenstruktur der TiN-beschichteten Distanzhülsen, dennoch ist eine Reduktion der Rauhtiefe (R_z) um $-33,1\%$ auf $0,54\mu\text{m}$ ohne Substanzverlust (Pt) festzustellen (Tab. 1, Tab. 2).

6. Kunststoffscaler

Die Übersichtsaufnahmen der TiN-beschichteten Distanzhülsen in 300facher Vergrößerung nach Bearbeitung mit einem Kunststoffscaler mit jeweils 5 Arbeitszügen bei 0,4 bzw. 4N Instrumentationsbelastung zeigen keine Arbeitsspuren (Abb. 43, Abb.44).

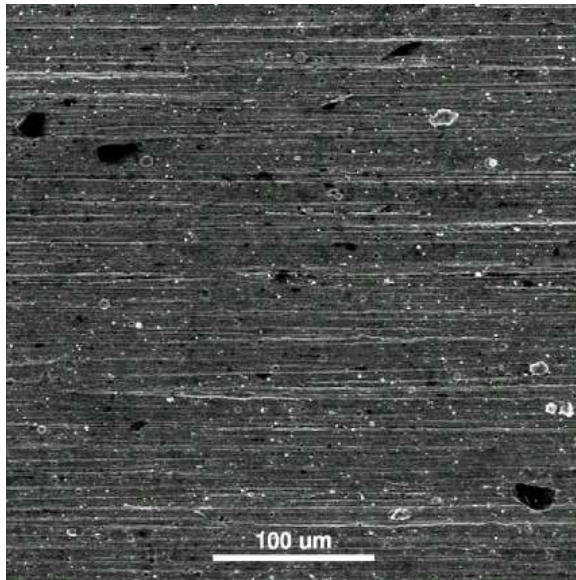


Abb. 43: Kunststoffscaler (0,4N) auf TiN-beschichtetem Abutment (REM / 300fach)

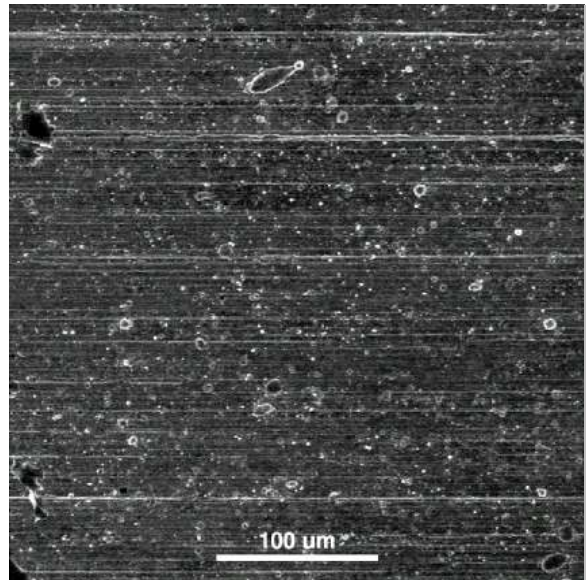


Abb. 44: Kunststoffscaler (4N) auf TiN-beschichteter Distanzhülse (REM / 300fach)

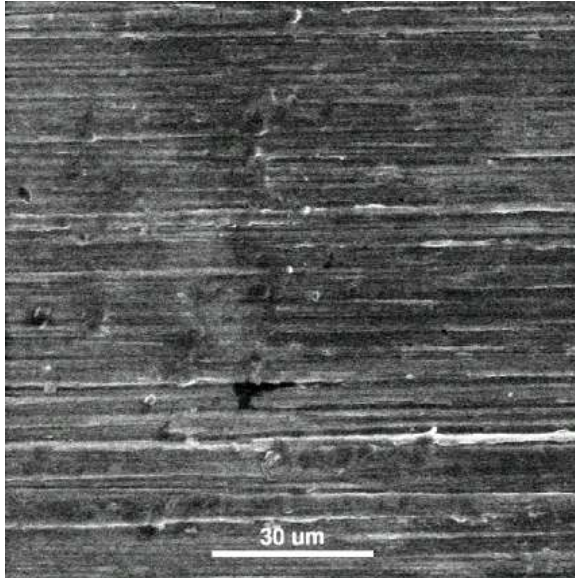
Die profilometrische Untersuchung ergab keine Rauhtiefenveränderung der Oberfläche nach Instrumentierung mit 0,4N Auflagedruck. Der Ausgangswert von (R_z) $0,68\mu\text{m}$ erhöhte sich um $0,10\mu\text{m}$. Eine Reduktion der gemittelten Rauhtiefe zeichnet sich nach 4N Instrumentationsbelastung ab. Die prozentuale Differenz zur Kontrollfläche (R_z) $0,89\mu\text{m}$ beträgt $-37,6\%$ (Tab.1, Tab. 2).

Die Oberflächenbeschaffenheit der unbeschichteten Titandistanzhülsen zeigt ebenfalls bei keiner der beiden angewendeten Belastungen eine Veränderung auf (Abb. 45, Abb 46).

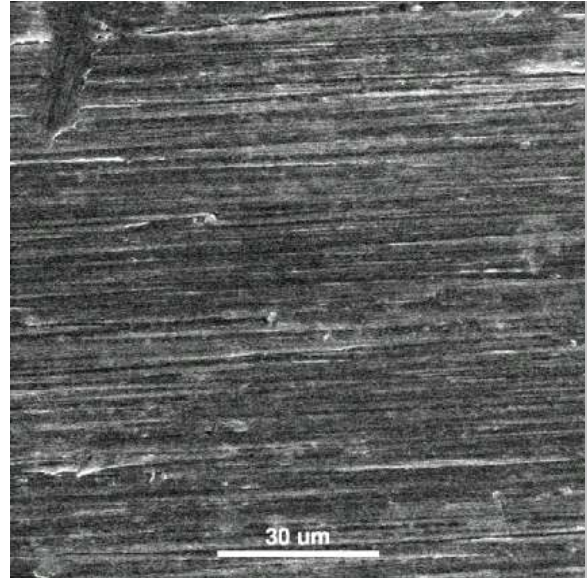
Die profilometrischen Ergebnisse weisen nicht auf eine Veränderung der Rauhtiefe oder auf einen Substanzabtrag hin (Tab. 1). Die absolute Differenz zu den ermittelten Ausgangsrauhtiefen liegt bei $0,08\mu\text{m}$ bzw. $-0,05\mu\text{m}$.

Abb. 45: Kunststoffscaler (0,4N) auf

Abb. 46: Kunststoffscaler (4N) auf



unbeschichtetem Abutment



unbeschichteter Distanzhülse

7. Pulverstrahlgerät mit Reinigungspulver

Die Bearbeitung des TiN-beschichteten Distanzhülse mit dem Prophyflex Pulverstrahlgerät und Reinigungspulver aus einer Distanz von 2-3mm, bei 3bar und 20sec Bearbeitungszeit, zeigt in der Übersichtsaufnahme in 300facher Vergrößerung keine oberflächenverändernde Wirkung (Abb. 47). Profilometrisch zeigt sich ein leichter Anstieg der Rauhtiefe (Rz) um 0,22µm ohne Substanzabtrag (Pt) (Tab. 1).

Auf der unbeschichteten Oberfläche zeichnet sich ebenfalls keine Veränderung der Oberflächenstruktur ab (Abb. 48).

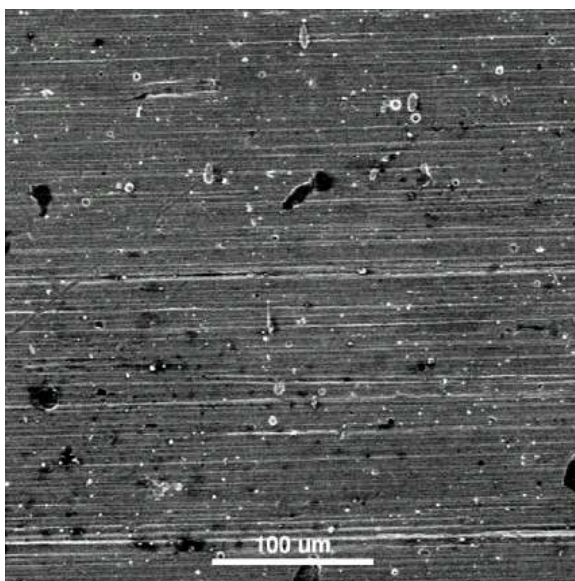


Abb. 47: Pulverstrahlgerät auf TiN-beschichteter Distanzhülse (REM / 300fach)

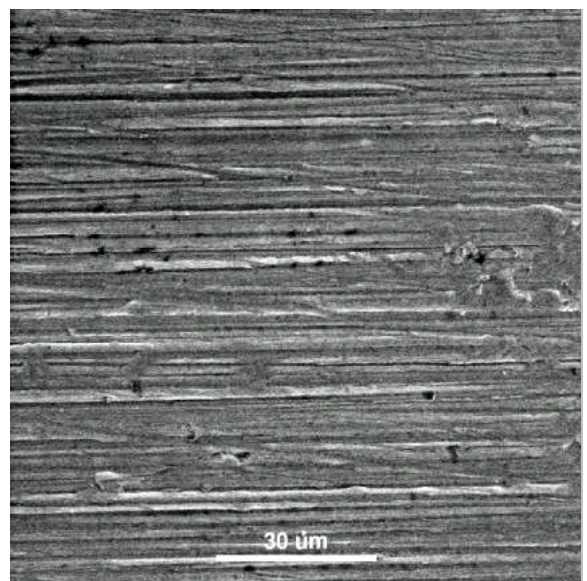


Abb. 48: Pulverstrahlgerät auf unbeschichteter Oberfläche (REM / 1000fach)

Die Rauhtiefe des Arbeitsfeldes unterscheidet sich nicht von dem Wert der Kontrollfläche und es ist kein Substanzabtrag nachzuweisen (Tab. 1). Die absolute Differenz beträgt 0,05µm.

IV. Diskussion

1. Diskussion der Methode

Zahlreiche Untersuchungen beschreiben die Oberflächenbeschädigung von Implantaten durch Zahnreinigungsinstrumente.

In einigen Studien (Dmytryk et al. 1990, Fox et al. 1990) wurde die Instrumentierung manuell vorgenommen, eine standardisierte und reproduzierbare Bearbeitung konnte nicht gewährleistet werden. In der vorliegenden Studie ist die standardisierte Instrumentierung durch eine konstante, festgelegte Belastung mittels eines mit den entsprechenden Gewichten ausbalancierten Armes, an dem die Instrumente fest eingespannt waren, reproduzierbar gewährleistet (Abb. 7). Ein horizontal beweglicher Schlitten bedingte die exakte vertikale Orientierung der Zugrichtung des Instrumentes.

Meschenmoser et al. (1996) entwickelten eine ähnliche Versuchsdurchführung wie in vorliegender Studie. Es wurden ausschließlich Titandistanzhülsen untersucht. Die angelegte Kraft während der jeweiligen Bearbeitung wurde auf enorme 420N festgelegt.

Auf Meschenmoser et al. bezogen, würde das einer Belastung von 42,8kg auf das Instrument entsprechen und mit großer Wahrscheinlichkeit in Deformationen der feinen Arbeitsenden der Metallküretten resultieren. Der klinische Gebrauchswert der Ergebnisse bleibt daher fraglich. Vorliegende Untersuchung sah eine maximale Kraft von 4N (0,4kg) vor. Diese Belastung im klinischen Gebrauch realistisch. Die Darstellung der REM-Bilder in 1000facher Vergrößerung, ermöglicht den direkten Vergleich mit denen der vorliegender Studie. Trotz des mehr als 100fach erhöhtem Auflagedruckes, sind die abgebildeten Beschädigungen durch Titan- und Stahlkürette sehr ähnlich und in der Gesamtbetrachtung kommen die Autoren zu vergleichbaren Ergebnissen. Die profilometrische Untersuchung ergab keine Veränderung der

Implantatoberfläche nach Instrumentierung mit Plastikkürette und Pulverstrahlgerät bzw. ausgeprägte Beschädigungen nach Bearbeitung mit Stahlkürette und Ultraschallgerät.

Die Oberfläche technisch hergestellter Körper wird durch die Bearbeitung – gleich welches Verfahren gewählt wird – mehr oder weniger stark zerstört. Werkstücke mit geometrisch vollkommener Oberfläche lassen sich nicht fertigen. Die vergrößerte Darstellung einer bearbeiteten Oberfläche gleicht einer Gebirgslandschaft mit unterschiedlich breiten und tiefen Tälern. Die Gestaltabweichungen werden in Grobgestalt- und Feingestaltabweichungen eingeteilt. Die Gestaltabweichung 4. Ordnung bezieht sich auf die Rauheit einer Oberfläche. Diese wird durch die Kenngrößen R_z und R_a nach DIN 4768 dargestellt.

R_z ist der Mittelwert aus den Einzelrauhtiefen fünf aufeinanderfolgenden Einzelmeßstrecken (gemittelte Rauhtiefe). R_z gibt Auskunft über die durchschnittliche vertikale Oberflächenzerklüftung. Einzelne Ausreißer im Profilschnitt werden in Abhängigkeit von ihrer Anzahl nur zum Teil berücksichtigt. Befindet sich innerhalb einer Meßstrecke nur ein Ausreißer, so wird dieser nur noch zu 20% berücksichtigt.

R_a ist der arithmetische Mittenrauhwert aller Abweichungen des Rauheitsprofils von der mittleren Linie innerhalb der Bezugsstrecke. Zwischen den einzelnen Oberflächen-Kennwerten bestehen in der Praxis keine mathematischen Beziehungen, keine Umrechnungsfaktoren, so daß es nicht möglich ist, von einem auf ein anderes Oberflächenmaß zu schließen. Es gibt keine Normvorschriften, die besagen, welche Oberflächen-Kennwerte bei bestimmten Flächen anzuwenden sind. Die Wahl des Kennwertes sollte dem jeweiligen Funktionsfall angepaßt sein. Einige Autoren geben beide Kenngrößen an (Matarasso et al. 1996). Häufig ist nur R_a als Bezugsgröße beschrieben (Berglundh et al. 1992, Bollen et al. 1996, Raimondi und Pietrabissa 2000). Der Mittenrauhwert (R_a) findet weltweite Verbreitung, die gemittelte Rauhtiefe (R_z) bleibt auf Europa beschränkt. Die Streuung der Meßwerte kann über R_z besser erfaßt werden, dagegen bleibt der R_a -Wert relativ konstant. Die Messung kurzer Flächen ($<0,5\text{mm}$) ist nur mit R_z möglich. Unter Berücksichtigung der folgenden Kriterien, erweist sich der Kennwert R_z für den allgemeinen Gebrauch als vorteilhafter, da:

1. Oberflächen-Kennwerte sind leicht interpretierbar

2. Oberflächen-Kennwerte geben Auskunft über die durchschnittliche vertikale Profilzerstörung
3. Oberflächen-Kennwert sind auch aus dem Profildiagramm zu ermitteln.

Aus diesen Gründen wurden sämtliche Aussagen bezüglich der Rauheit über die Meßgröße Rz ermittelt.

Einige Autoren (Rapley et al. 1990, Hallmon et al. 1996, Matarasso et al. 1996) führten die Messung der Kontrollrauhtiefe nur auf einer Distanzhülse durch. Das Konzept der vorliegenden Studie sah vor, jede einzelne Distanzhülse in Arbeits- und Kontrollfelder einzuteilen, so daß sich der pro Distanzhülse immer neu bestimmte Kontrollwert auf die bearbeitungsbedingte Rauhtiefenveränderung derselben Hülse bezieht. Diese Vorgehensweise erwies sich insbesondere bei den TiN-beschichteten Distanzhülsen als sinnvoll, da die Daten der gemittelte Rauhtiefe (Rz) zwischen den einzelnen Hülsen einer ausgeprägten Streuung unterlagen.

Meschenmoser et al. (1996) befanden das mechanische Profilometer nicht ausreichend sensibel, um die bearbeitungsbedingten Mikroläsionen erfassen zu können. Insbesondere bei der profilometrischen Überprüfung der Arbeitsspuren bedingt durch Stahlküretten- und Ultraschallinstrumentierung zeigte sich eine breite Streuung der Meßwerte. Die dreidimensionale, graphische Reproduktion der Oberflächenstrukturen, die direkte Messung der Rauhtiefe und optische Schnitte (Tomographie) durch die untersuchten Objektausschnitte, konnten hier mit einem Laser-Scanning Mikroskop erreicht werden.

Die breite Streuung der Daten, kann in der vorliegenden Studie nur bedingt bestätigt werden, der ausgeprägteste Ausreißer der Standardabweichungen lag bei $0,35\mu\text{m}$ (Anhang Tab. 3).

Die Vorteile einer dreidimensionalen Darstellung sind offensichtlich, so daß bei ähnlich konzipierten Folgestudien, diese Art der Oberflächenuntersuchung bevorzugt werden sollte.

Nach der Bearbeitung der Distanzhülsen mit dem jeweiligen Instrument, wurde ein Test- und Kontrollfeld pro Distanzhülse im Rasterelektronenmikroskop auf Arbeitsspuren untersucht. Studien mit ähnlichem Design nutzten für die Darstellung entstandener Mikroläsionen auf der Distanzhülsenoberfläche ebenfalls das REM-Bild (Thomson-Neal et al. 1989, Fox et al. 1990,

Rapley et al. 1990, Gantes und Nilveus 1991, Homniak et al. 1992, Rühling et al. 1994, Meschenmoser et al. 1996, Mengel et al. 1998). Die Darstellung der instrumentierten Distanzhülsenoberflächen in verschiedenen Vergrößerungen, es wurde jeweils eine Aufnahme in 300-facher bzw. 1000facher Vergrößerung hergestellt, ermöglichte eine gute Übersicht der entstandenen Läsionen. Ein REM-Bild ist ein synthetisches Abbild der auf einer Probenoberfläche stattfindenden Wechselwirkungsprozesse zwischen Elektronen und Probenoberfläche. Unterschiedlich ausgeprägte elektrische Signale bedingen den Hell-Dunkel-Unterschied (Kontrast) eines REM-Bildes. Ein Abgleichen der Graustufen gewährleistete einen direkten Vergleich zwischen den einzelnen Aufnahmen. Die Qualität der Arbeitsspuren auf den bearbeiteten Oberflächen wurde durch zwei unabhängige Untersucher in vier Graden bewertet. Die Einteilung erfolgte in keine, geringe, mäßige und ausgeprägte Arbeitsspuren, wobei die unbearbeiteten Oberfläche als Kontrollen dienten. Da die Untersucher nicht in die Studie involviert waren, konnte ihrerseits eine unvoreingenommene, objektive Entscheidung erwartet werden.

Aufgrund der eingeschränkten Hell-Dunkelkontrastierung des Rasterelektronenmikroskopes, konnte der Beschichtungszustand der TiN-Distanzhülsen nur unzureichend dargestellt werden. Zur Dokumentation in Farbe wurden mittels eines Auflichtmikroskopes mit integrierter Mikroskopkamera die TiN-beschichteten Distanzhülsen untersucht, deren bearbeitungsbedingte Beschichtungsdefekte bereits makroskopisch sichtbar waren. So konnte die partielle Ablösung der goldfarbenen TiN-Beschichtung auf der exponierten Titanoberfläche sichtbar gemacht werden. Entsprechend dazu wurden auch die jeweiligen unbeschichteten Distanzhülsen abphotographiert. Zur bestmöglichen Darstellung wurde je nach Oberfläche das Beobachtungsverfahren Hell- oder Dunkelfeld gewählt. Die untersuchten Objektausschnitte wurden zum direkten Vergleich konstant um den Faktor 200 vergrößert. Vergleichbare Studien nutzten diese Art der Dokumentation nicht, da es sich zumeist um metallisch-einfarbige Oberflächen handelte, und das Auflichtmikroskop in dem Fall keine weiteren Untersuchungsaspekte unterstützt hätte.

2. Diskussion der Ergebnisse

Ein Kurz- oder Langzeitverlust des Implantates ist üblicherweise durch Interaktion multipler ätiologischer Faktoren bedingt: Patientenauswahl, deren physische Gesundheit, chirurgische Technik und Platzierung des Implantates, Biokompatibilität des Werkstoffes, okklusale Beziehungen und Qualität der prothetischen Versorgung und orale Hygiene. Da Mundhygienemaßnahmen in erster Linie der patientenabhängigen Kontrolle unterliegen, ergibt sich hier der Faktor der größten Variabilität. Deshalb ist ein engmaschiges Recallsystem zur professionellen Implantatpflege durch den Zahnarzt unerlässlich.

Distanzhülsen aus Titan scheinen aufgrund ihrer physikalischen Eigenschaften mehr Plaque zu akkumulieren als natürliche Zähne (Quirynen und Bollen 1995, Quirynen et al. 1993, 1994, 1996). Frühere Studien beschreiben zudem, daß die Plaqueansammlung auf Titanoberflächen um das 25fache ansteigt, wenn das Oberflächenprofil rauh ist (Quirynen et al. 1996). Weiterhin kann es durch die beschädigte Titanoberfläche zu einer Zerstörung der Oxidschicht kommen und somit eine beschleunigte Korrosion entstehen. Dies verhindert die Anheftung von Fibroblasten und gefährdet die Biokompatibilität des Werkstoffes (Dmytryk et al. 1990).

Diese Erkenntnisse führen zur Forderung, daß die Entfernung von Plaque und Zahnstein an Implantaten bzw. Distanzhülsen nur durch Instrumente bzw. Geräte erfolgen sollte, die keine Oberflächenbeschädigung verursachen. In einigen Studien wurden die Auswirkung von Reinigungsinstrumenten auf Implantat- bzw. Distanzhülsenoberflächen untersucht. Es zeigt sich, daß die Anwendung von Stahlküretten (Thomson-Neal et al. 1989, Fox et al. 1990, Rapley et al. 1990, Gantes und Nilveus 1991, Homniak et al. 1992, Rühling et al. 1994, Meschenmoser et al. 1996, Mengel et al. 1998), Air Scalern (Thomson-Neal et al. 1989, Gantes und Nilveus 1991, Rühling et al. 1994) und Ultraschallgeräten mit Stahlaufsätzen (Thomson-Neal et al. 1989, Rühling et al. 1994, Meschenmoser et al. 1996) deutliche Arbeitsspuren und Substanzabträge auf der Oberfläche hinterlassen. Bessere Ergebnisse konnten zwar mit teflonbeschichteten Aufsätzen für den Air Scaler und das Ultraschallgerät erreicht werden, jedoch sind auch diese Aufsätze nur mit leichtem Auflagedruck zu benutzen (Rühling et al. 1994). Dies trifft auch auf die Anwendung von Titanküretten zu, da diese ebenfalls leichte Arbeitsspuren auf den Oberflächen hinterlassen (Thomson-Neal et al. 1989, Dmytryk et al. 1990, Meschenmoser et al.

1996, Mengel et al. 1998). Eine Bearbeitung nahezu ohne Arbeitsspuren ist durch Plastikküretten (Dmytryk et al. 1990, Fox et al. 1990, Rapley et al. 1990, Gantes und Nilveus 1991, Homniak et al. 1992, Rühling et al. 1994, Meschenmoser et al. 1996, Mengel et al. 1998), Pulverstrahlgeräte (Parham et al. 1989, Thomson-Neal et al. 1989, Gantes und Nilveus 1991, Homiak et al. 1992, Meschenmoser et al. 1996, Mengel et al. 1998) und Gummikelche (Thomson-Neal et al. 1989, Rapley et al. 1990, Gantes und Nilveus 1991, Homiak et al. 1992, Meschenmoser et al. 1996, Mengel et al. 1998) möglich.

Um die Oberflächen von Distanzhülsen widerstandsfähiger gegen Reinigungsinstrumente zu machen, wurden in der vorliegenden Studie die Oberflächen mit Titan-Nitrit (TiN) beschichtet. Die Beschichtung wurde mittels Cathodic Arc Vapor Deposition hergestellt. Das Verfahren der Physical Vapor Deposition erzeugt Oberflächen, die ein Ergebnis der Ablagerung einzelner Atome auf einem Substrat unter Vakuumbedingungen sind. Dabei bildet sich TiN, wenn ionisierte Titanatome auf ein ionisiertes Nitrogenatom auf der Substratoberfläche trifft. Die TiN-Schicht hat eine goldene Farbe, die Schichtdicke beträgt 1-5µm, die Dichte des Materials liegt bei 5,22g/cm³ und der Schmelzpunkt bei 2930°C. Mit 3000kg/mm² Mikrohärtigkeit, äquivalent zu 85 Hardness Rockwell C, ist die TiN-Schicht härter als Karbid oder gehärtetes Chrom.

Die TiN-Beschichtung paßt sich der Oberfläche gleichförmig an, so daß oberflächenspezifische Strukturen unverzerrt erhalten bleiben. Es entsteht ein metallurgischer Verbund, der ein Absplittern oder Ablösen der Beschichtung verhindert, selbst wenn das Objekt verbogen wird. Das Einwirken von Säuren, Basen, Salzen oder Lösungen beeinträchtigt die Beschichtung nicht. TiN ist nicht toxisch, biologisch inert und korrosionsbeständig.

Verschiedene Veröffentlichungen berichteten bereits über Titan-Nitrit Beschichtungen (TiN) verschiedener Materialien in verschiedenen Anwendungsbereichen. Die nachgewiesene Verbesserung des Korrosionsverhaltens einer Nickel-Titan Legierung durch die Titan-Nitrit Beschichtung, bedeutet eine Optimierung dieser Legierung als Implantatwerkstoff im menschlichen Körper (Starosvetsky und Gotman 2001). Hier wurde eine weitere Methode der Beschichtung genutzt. „Original Powder Immersion Reaction Assisted Coating“ (PIRAC). Die Distanzhülsen der vorliegenden Studie wurden mittels „Physical Vapor Deposition“ (PVD) beschichtet (s.o.). Eine in vivo Untersuchung des Osseointegrationsverhaltens Titan-Nitrit

beschichteter bzw. unbeschichteter implantierter Titanalloystifte (Ti6Al4V) in die Rattentibia, zeigte eine gute Biokompatibilität und sog. Knochen-bonding der neuen PIRAC TiN-Beschichtung, die mit dem unbeschichteten Titanalloy vergleichbar waren (Sovak et al. 2000).

Weitere Studien über TiN-beschichtete Hüftimplantate bzw. Femurkopfprothesen zeigten nach deren Revision aus dem humanen Träger eine Schwächung der Beschichtungsadhäsion, die sich in einer durch Korrosions- und Verschleißvorgänge bedingten Freisetzung von TiN-Fragmenten und metallischen Partikeln äußerte (Harman et al. 1997, Raimondi und Pietrabissa 2000).

Zur Zeit gibt es noch keine in vitro und in vivo Ergebnisse über die Oberflächeneigenschaften von TiN-beschichteten Distanzhülsen und Implantaten. Es bleibt fraglich, ob durch diese Beschichtung eine Härtung der Oberfläche und somit eine erhöhte Widerstandsfähigkeit gegen die Reinigungsinstrumente auf lange Sicht möglich ist. Vielversprechende Ergebnisse zeigte eine Studie, in der Stahlküretten mit TiN beschichtet wurden. Im Gegensatz zu herkömmlichen, unbeschichteten Stahlküretten, wiesen die beschichteten deutlich niedrigere Verschleißwerte auf (Krämer und Lange 1990). Dieser Vorteil ging allerdings nach mehrmaligem Schleifen der Küretten und dem damit verbundenen Verlust der TiN-Beschichtung verloren. Weiterhin waren die Oberflächen der beschichteten Küretten deutlich rauher. Dies wurde in der vorliegenden Studie bestätigt, da auf den unbehandelten Kontrollflächen der TiN-beschichteten Distanzhülsen kleinste kugelförmige Partikel festgestellt werden konnten.

Die Ergebnisse der vorliegenden in vitro Studien zeigten, daß im Gegensatz zu den Distanzhülsen mit Titanoberfläche, die TiN-beschichteten Distanzhülsen mit allen Instrumenten und Geräten bei einem niedrigem Auflagedruck ohne Beschädigung der Oberfläche angewendet werden können. Die Bearbeitung mit Stahl-, Titanküretten und Ultraschallgeräten mit Stahlaufsätzen unter höherem Auflagedruck hinterließ jedoch auch auf der beschichteten Oberfläche ausgeprägte Arbeitspuren und Ablösungen der Beschichtung. Einschränkend zum gewählten Studiendesign sollte bedacht werden, dass sich diese in vitro Studie mit der Wirkung von Instrumenten nach einmaliger Bearbeitung von Distanzhülsen

beschäftigt. Die Auswirkung einer mehrmaligen Anwendung im Rahmen einer wiederholten professionellen Plaquekontrolle kann nur vermutet werden.

Zusammenfassend ist festzustellen, daß die beschichteten Distanzhülsen nach einmaliger Bearbeitung mit verschiedenen Instrumenten weniger Arbeitsspuren, eine geringere Erhöhung der Rauhtiefe sowie einen geringeren Substanzabtrag aufwiesen. Kritisch zu bewerten ist jedoch die Ablösung der Beschichtung nach wenigen Arbeitszügen mit Stahl-, Titankürette und Ultraschallgerät mit Stahlaufsatz, sowie die beschichtungsbedingte höhere Ausgangsrauhtiefe.

3. Schlußfolgerung

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigten auf den Titan-Nitrit beschichteten Distanzhülsen eine bedenkenlose Anwendung aller untersuchten Instrumente bei niedrigem Auflagedruck. Die Bearbeitung unter höherer Belastung mit Stahl-, Titankürette und Ultraschallgerät mit Stahlaufsatz, hinterließ auch auf der beschichteten Oberfläche ausgeprägte Spuren und trägt die TiN-Beschichtung bereits nach 5 Arbeitszügen bzw. 20sec Instrumentierung großflächig ab.

Der Vergleich der gemittelten Rauhtiefe (R_z) der Kontrollflächen auf den beschichteten und unbeschichteten Distanzhülsenoberflächen zeigte deutlich, daß die TiN-Beschichtung eine Erhöhung der Rauhtiefe bedingt. Diese lag durchschnittlich um das 3-fache über der Rauhtiefe der unbeschichteten Kontrollflächen (Tab. 1). Eine vergleichbare Rauhtiefe wurde von den unbeschichteten Distanzhülsen nur nach Ultraschallinstrumentierung erreicht. Rasterelektronenmikroskopisch zeigte die TiN-beschichtete Kontrolloberfläche kleinste, kugelförmige Partikel, die die erhöhte Rauhtiefe bedingten (Abb. 10).

Insgesamt wurde die Rauhtiefe der TiN-beschichteten Oberflächen nach Bearbeitung reduziert, so daß die gemittelte Rauhtiefe aller instrumentierten Flächen unter dem gemittelten Ausgangswert der Kontrollflächen lag. Die Rauhtiefe war durchschnittlich von (R_z) 1,02µm auf 0,87µm gesunken.

Ein profilometrisch nachweisbarer Substanzabtrag zeichnete sich auf den TiN-beschichteten Oberflächen nur nach Bearbeitung mit der Stahlküretten unter 4N Instrumentationsbelastung ab. Die unbeschichteten Distanzhülsen zeigten dagegen einen massiven Substanzabtrag nach Bearbeitung mit Ultraschallgerät und Stahlküretten bei beiden gewählten Auflagegewichten.

Zusammenfassend ist festzustellen, daß die TiN-beschichteten Distanzhülsen nach Bearbeitung mit verschiedenen Instrumenten weniger Arbeitsspuren, eine geringere Erhöhung der Rauhtiefe bzw einen geringeren Substanzabtrag aufwiesen, jedoch stehen der rasche Verschleiß der Beschichtung nach wenigen Arbeitszügen mit Stahl- und Titankürette bei 4N bzw. Ultraschallinstrumentierung bei 2N Auflagedruck und die beschichtungsbedingte höhere Ausgangsrauhtiefe demgegenüber.

VI. Anhang

1. Rasterelektronenmikroskopische Abbildungen

1.1 Ultraschallgerät mit Stahlaufsatz

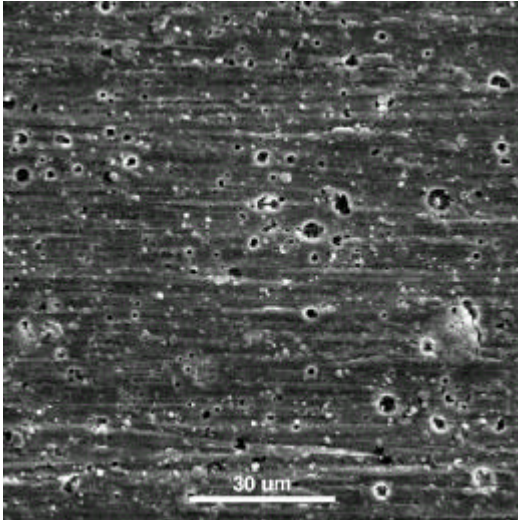


Abb.1: (1N) auf unbeschichteter Distanzhülse (1000fach)

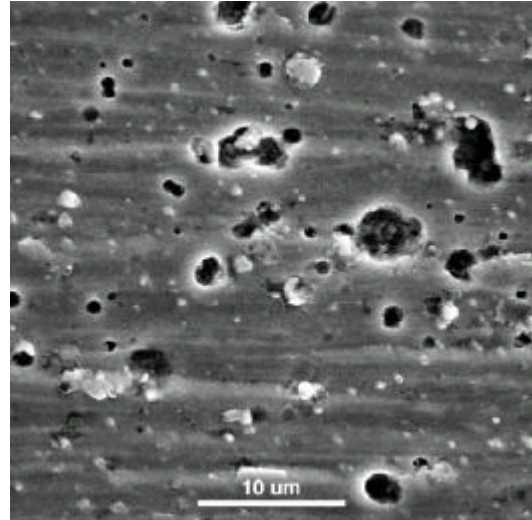


Abb. 2: (1N) auf unbeschichteter Distanzhülse (3000fach)

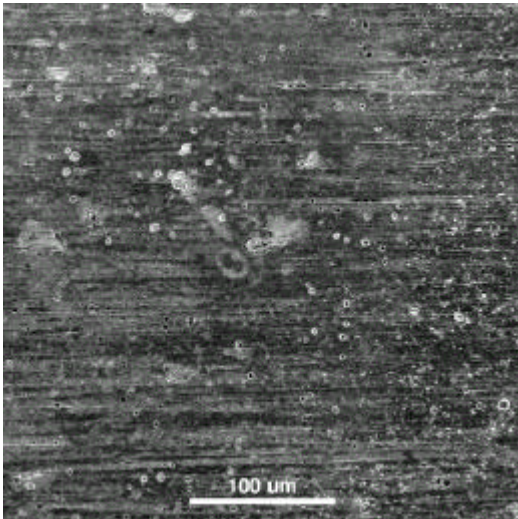


Abb. 3: (2N) auf TiN-beschichteter Distanzhülse (300fach)
Übersicht Übergang instr./nicht instr. Fläche

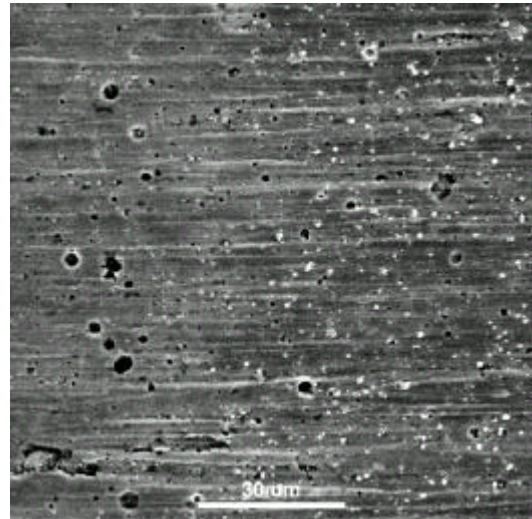


Abb. 4: (2N) auf TiN-beschichteter Distanzhülse (1000fach)
Übergang instr./nicht instr. Fläche

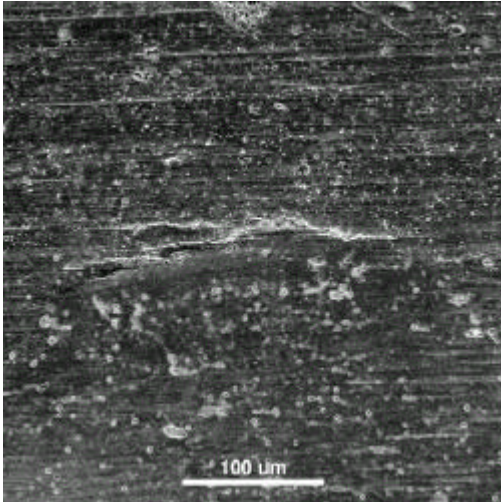


Abb. 5: (2N) auf TiN-beschichteten Distanzhülse (300fach)
Übersichtsaufnahme Übergang instr./nichtinstr. Fläche
mittig

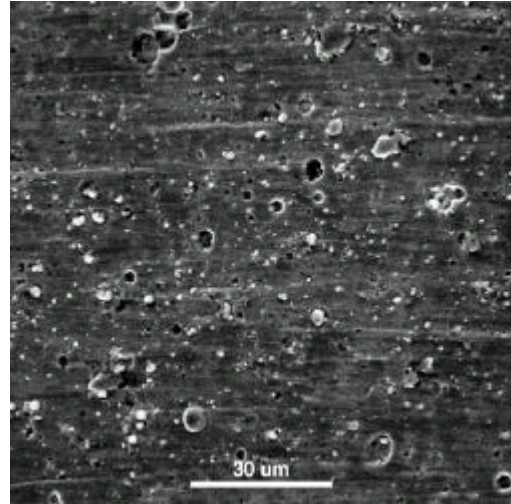


Abb. 6: Kontrollfläche der TiN-beschichteten
Distanzhülse (1000fach)

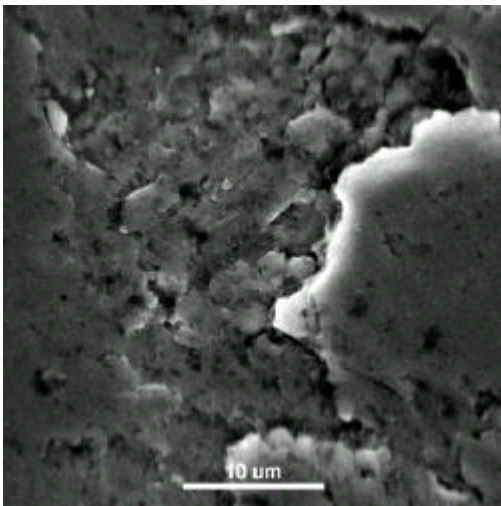


Abb. 7: (1N) auf unbeschichteter Distanzhülse (3000fach)

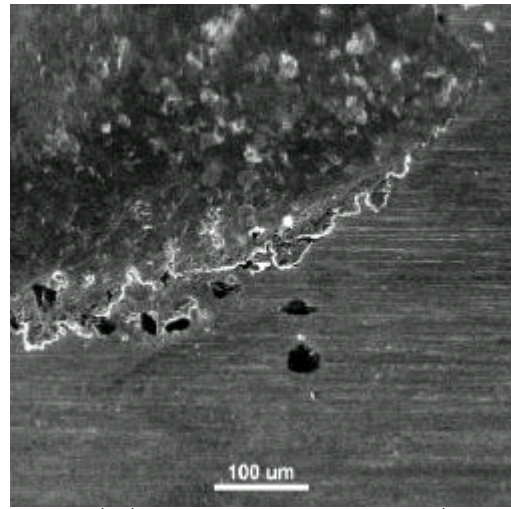


Abb. 8: (1N) auf unbeschichteter Fläche (300fach)
Übersichtsaufnahme Übergang instr./nichtinstr.
Fläche

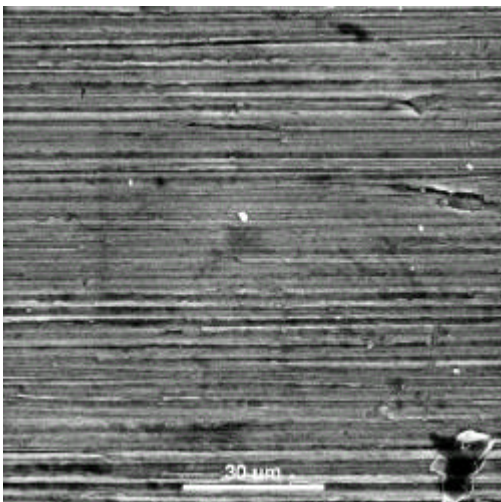


Abb. 9: Kontrollfläche Reintitan (1000fach)

1.2 Stahlkürette

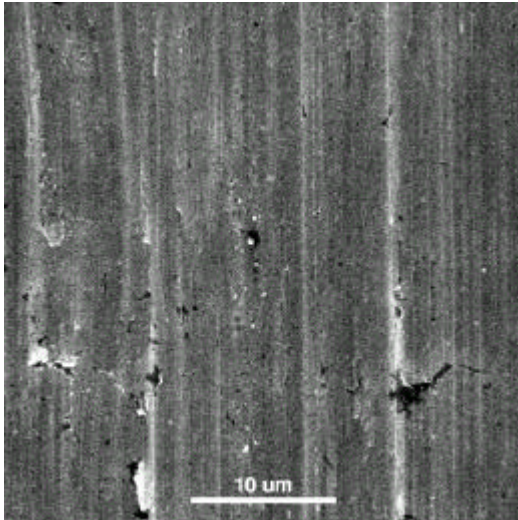


Abb. 10: (0,4N) auf unbeschichteter Distanzhülse (3000fach)

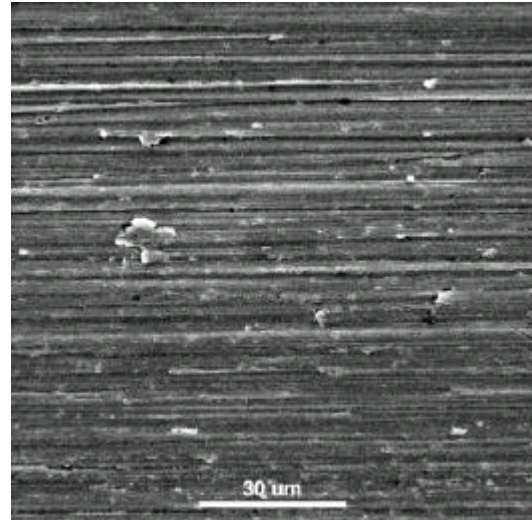


Abb. 11: Kontrollfläche Reintitanhülse (1000fach)

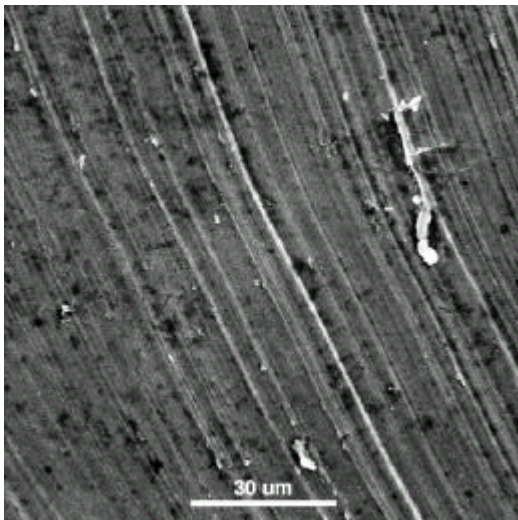


Abb. 12: (4N) auf unbeschichteter Reintitan-Distanzhülse (1000fach)

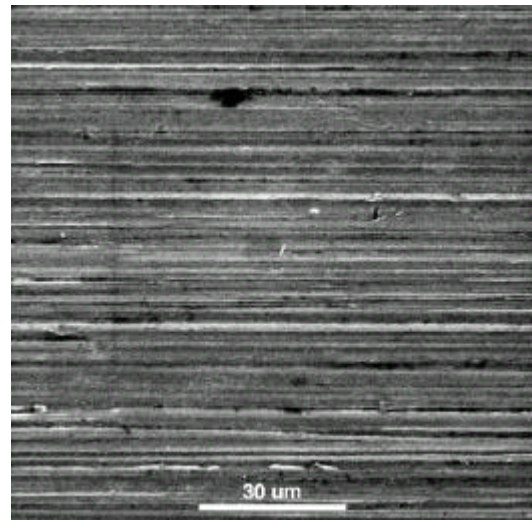


Abb. 13: Kontrollfläche unbeschichtete Distanzhülse (1000fach)

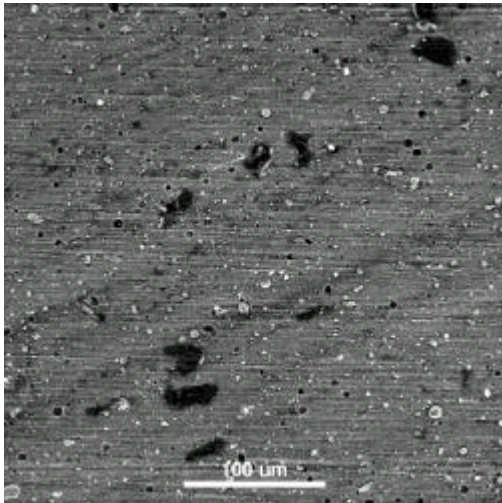


Abb. 14: (0,4N) auf TiN-beschichteter Distanzhülse (300fach) Übersichtsaufnahme

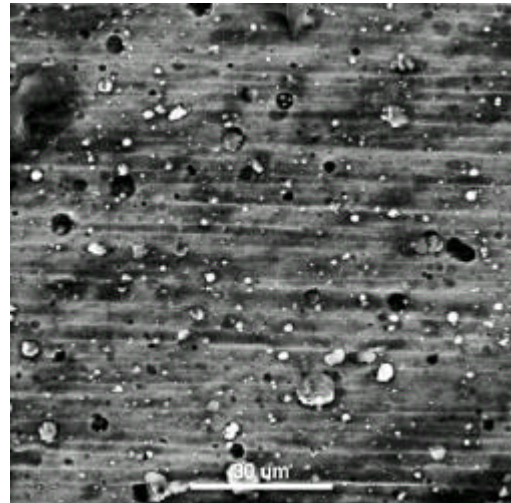


Abb. 15: (0,4N) auf TiN-beschichteter Distanzhülse (1000fach)

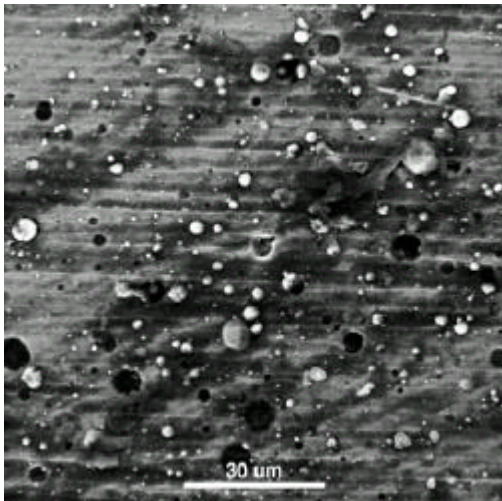


Abb. 16: Kontrollfläche TiN-beschichtete Distanzhülse (1000fach)

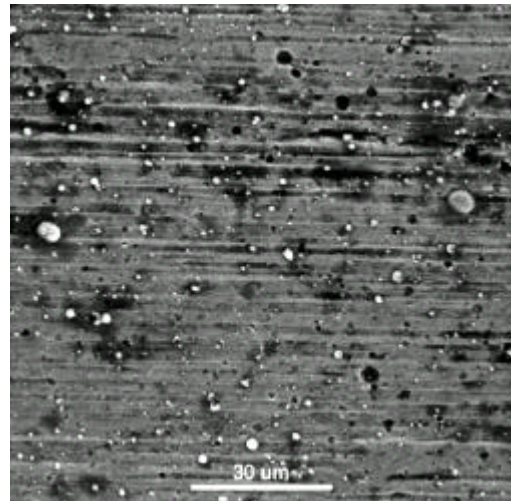


Abb. 17: Kontrollfläche TiN-beschichtete Distanzhülse (1000fach)

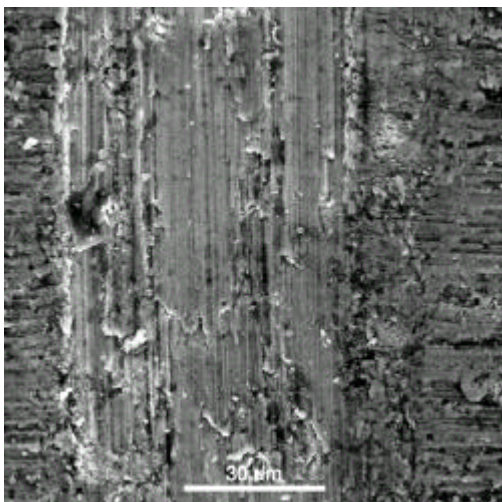


Abb. 18: (4N) auf TiN-beschichteter Distanzhülse (1000fach)

1.3 Titankürette

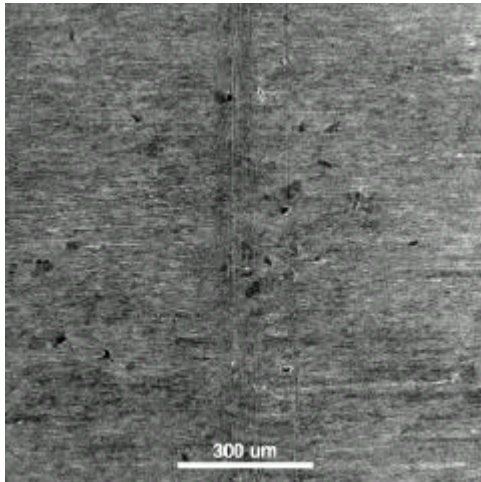


Abb. 19: (0,4N) auf unbeschichteter Distanzhülse (100fach) Übersichtsaufnahme / mittig schwache Spur

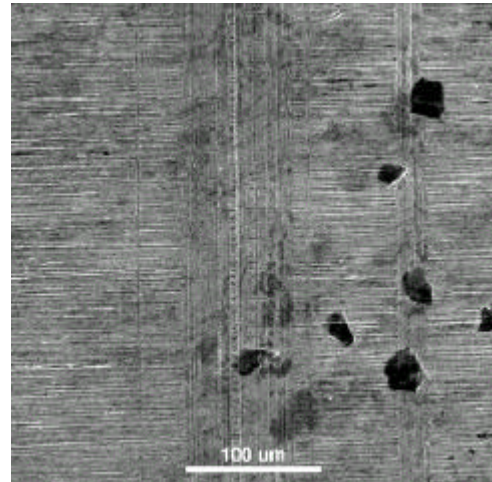


Abb. 20: (0,4N) auf unbeschichteter Distanzhülse (300fach) Übersichtsaufnahme

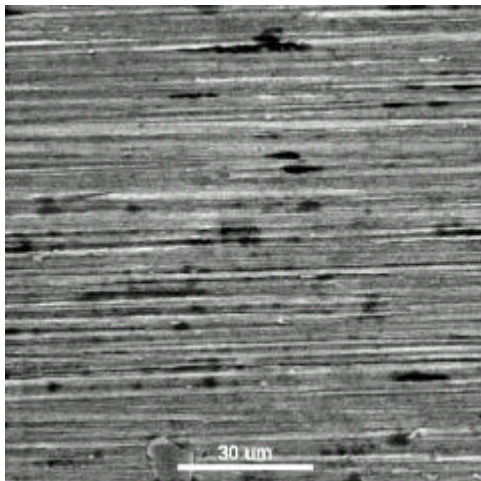


Abb. 21: Kontrollfläche unbeschichtete Distanzhülse (1000fach)

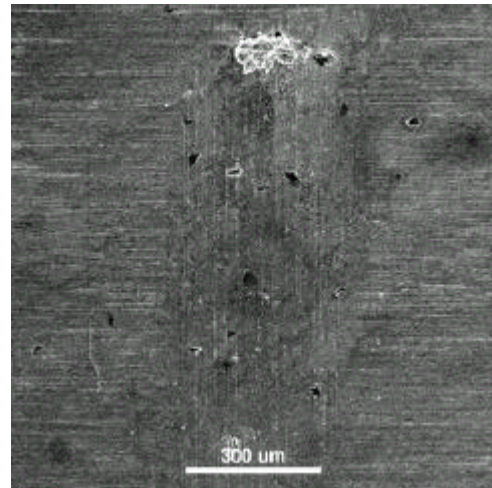


Abb. 22: (4N) auf unbeschichteter Distanzhülse (100fach) Übersichtsaufnahme / Spur mittig

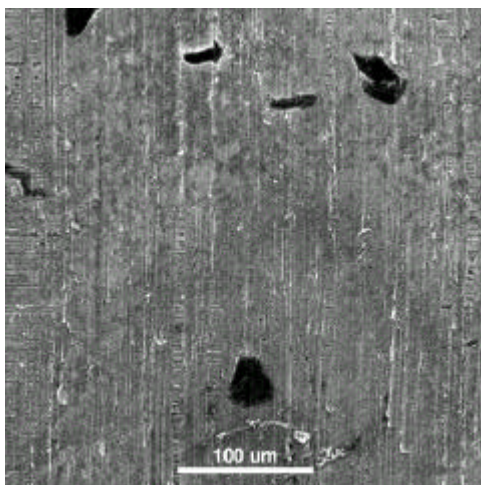


Abb. 23: (4N) auf unbeschichteter Distanzhülse (300fach) Übersichtsaufnahme / Spurgrenze linker und rechter Bildrand

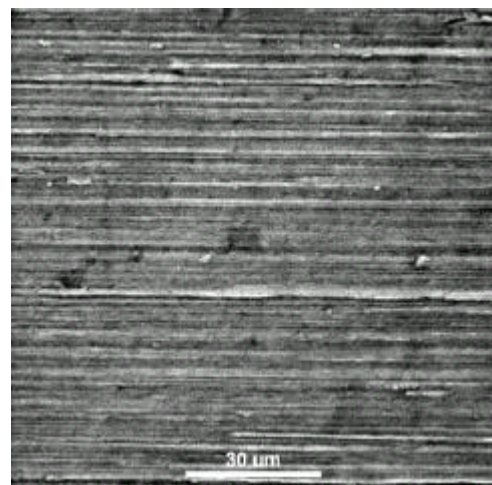


Abb. 24: Kontrollfläche unbeschichtete Distanzhülse (1000fach)

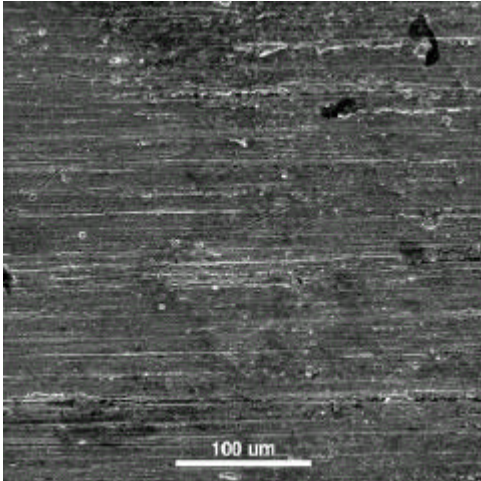


Abb. 25: (0,4N) auf TiN-beschichteter Distanzhülse (300fach) Übersichtsaufnahme

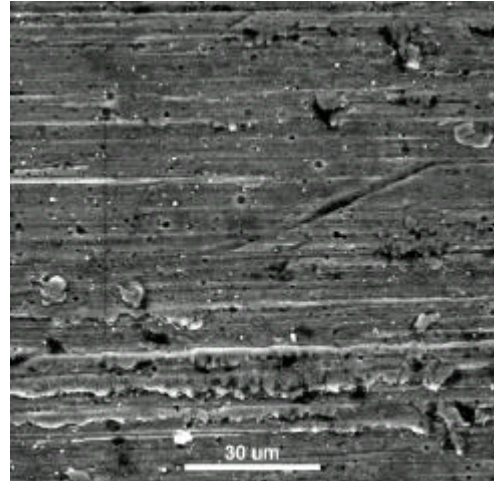


Abb. 26: (0,4N) auf TiN-beschichteter Distanzhülse (1000fach)

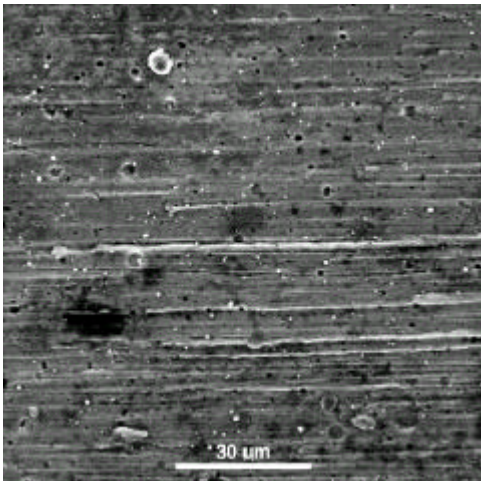


Abb. 27: Kontrollfläche TiN-beschichtete Distanzhülse (1000fach)

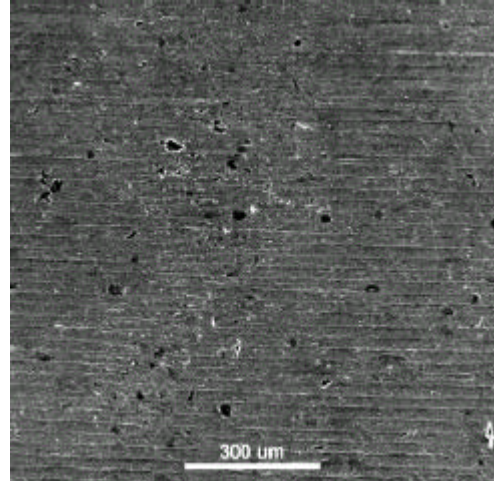


Abb. 28: (4N) auf TiN-beschichteten Distanzhülse (100fach) Übersichtsaufnahme

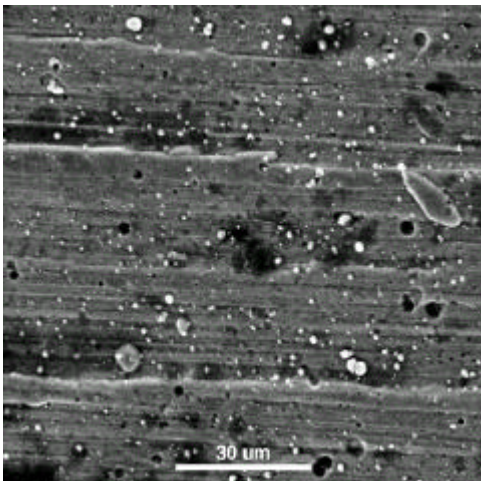


Abb. 29: Kontrollfläche TiN-beschichtete Distanzhülse (1000fach)

1.4 Kunststoffscaler

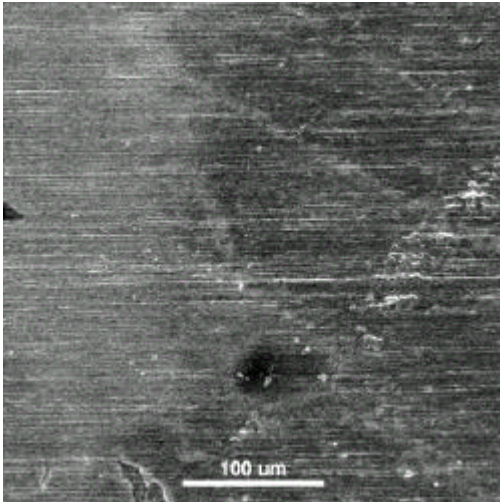


Abb. 30: (0,4N) auf unbeschichteter Distanzhülse (300fach) Übersichtsaufnahme

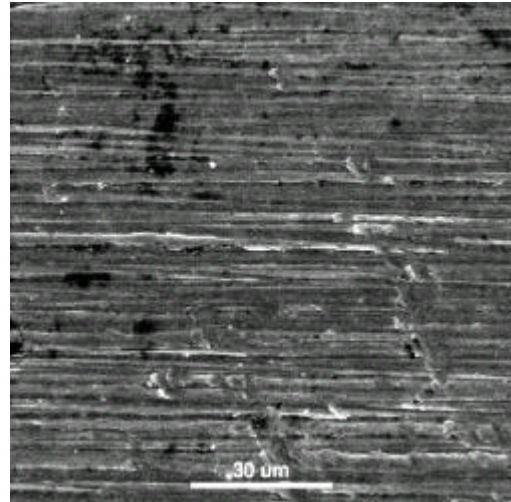


Abb. 31: (0,4N) auf unbeschichteter Distanzhülse (1000fach)

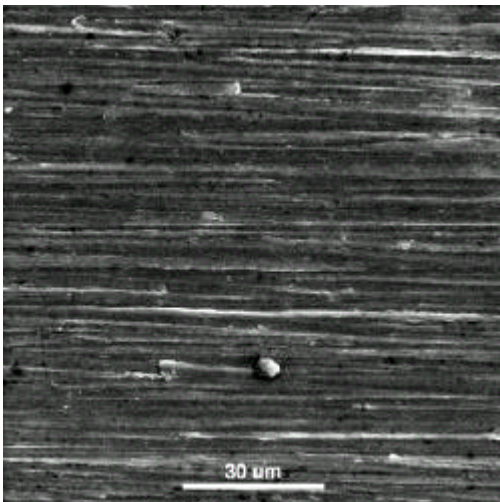


Abb. 32: Kontrollfläche unbeschichtete Distanzhülse (1000fach)

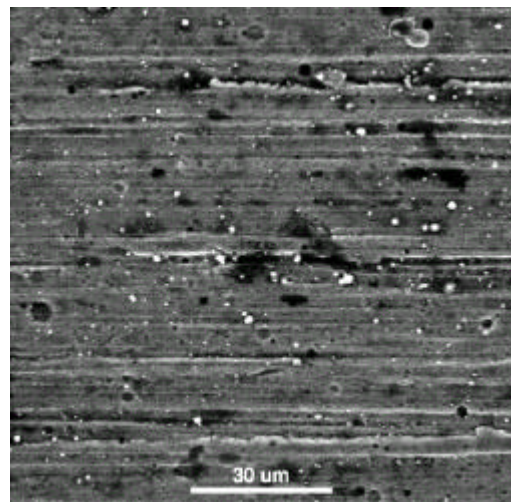


Abb. 33: (0,4N) auf TiN-beschichtete Distanzhülse (1000fach)

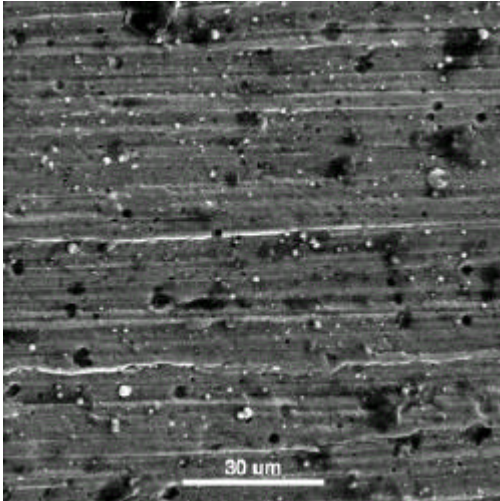


Abb. 34): Kontrollfläche TiN-beschichtete Distanzhülse (1000fach)

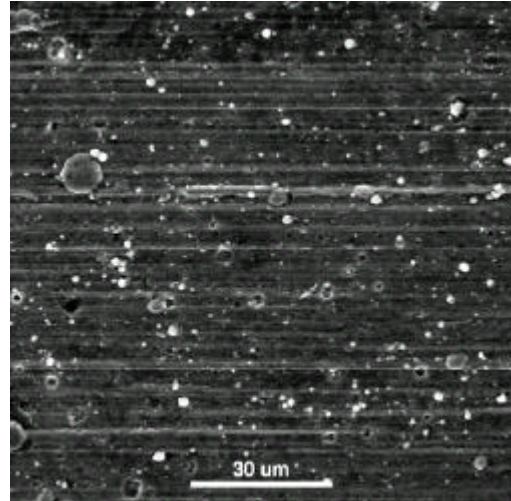


Abb. 35: (4N) auf TiN-beschichteter Distanzhülse (1000fach)

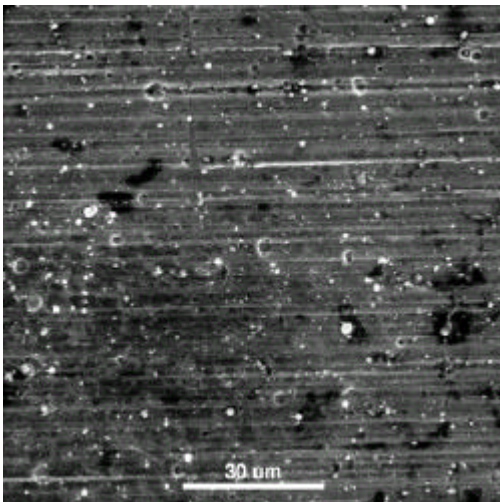


Abb. 35 Kontrollfläche TiN-beschichtete Distanzhülse (1000fach)

1.5 Gummikelch

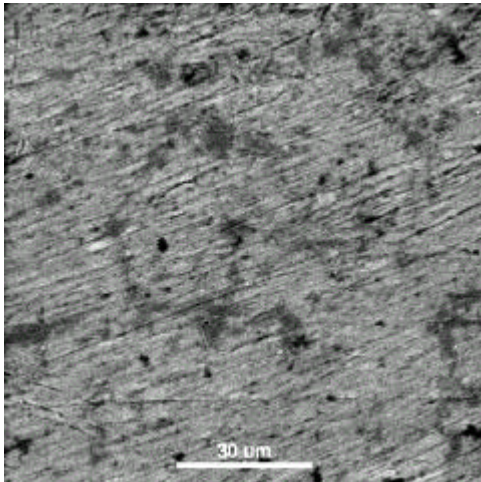


Abb. 37: (0,4N) auf unbeschichteter Distanzhülse (1000fach)

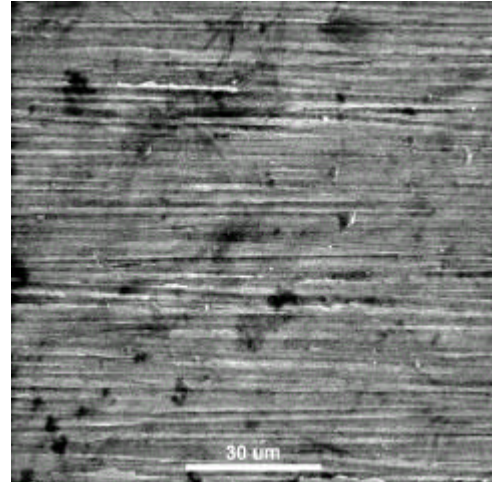


Abb. 38: Kontrollfläche unbeschichtete Distanzhülse (1000fach)

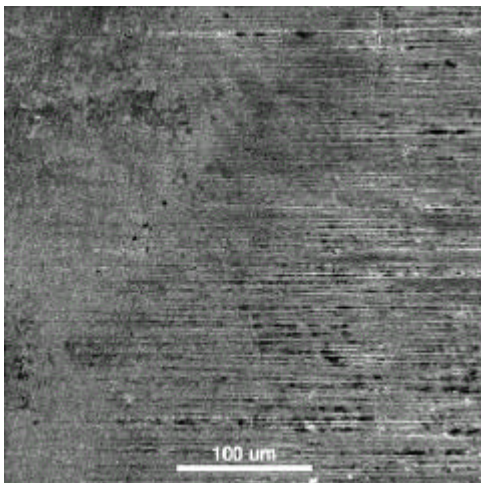


Abb. 39: (4N) auf unbeschichteter Distanzhülse (300fach) Übersichtsaufnahme / Spur links

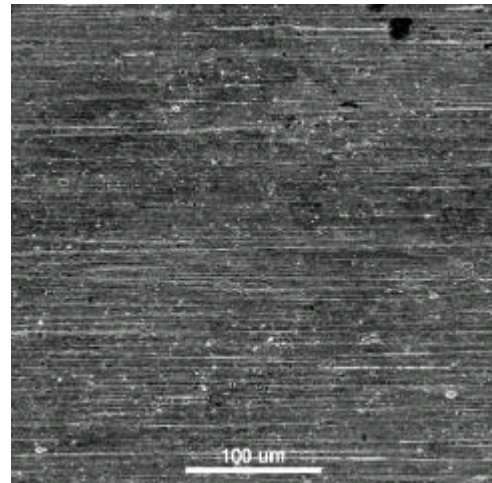


Abb. 40: (0,4N) auf TiN-beschichteter Distanzhülse (300fach) Übersichtsaufnahme

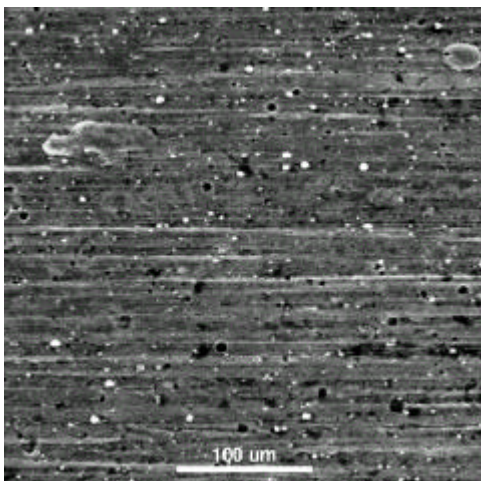


Abb. 41: (0,4N) auf TiN-beschichteter Distanzhülse (1000fach)

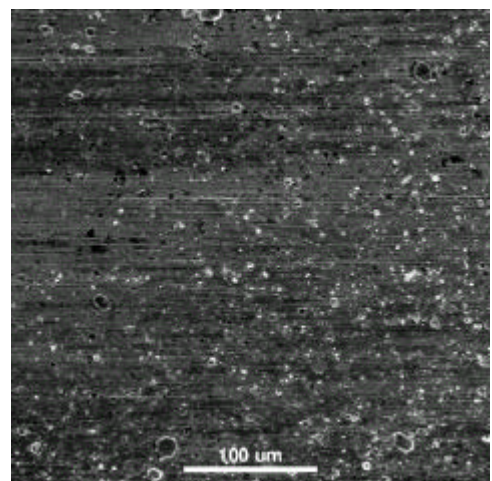


Abb. 42: (4N) auf TiN-beschichteter Distanzhülse (300fach) Übersichtsaufnahme

1.6 Pulverstrahlgerät

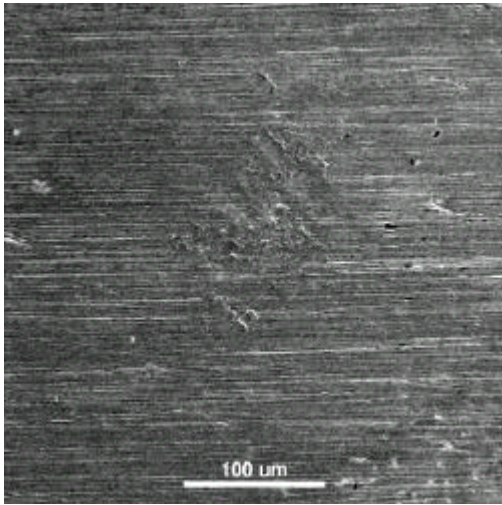


Abb. 43: Pulverstrahl auf unbeschichteter Distanzhülse (300fach)

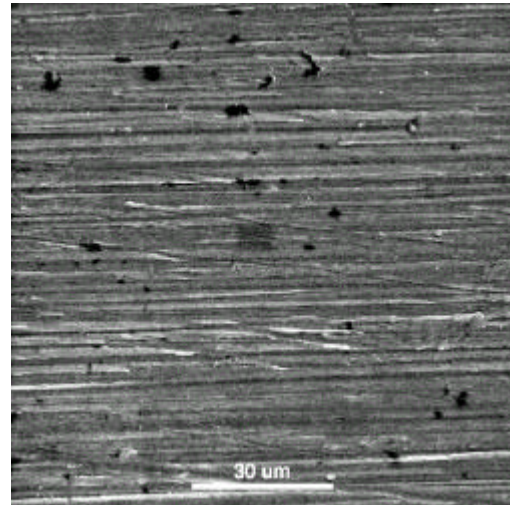


Abb. 44: Kontrollfläche unbeschichtete Distanzhülse (1000fach)

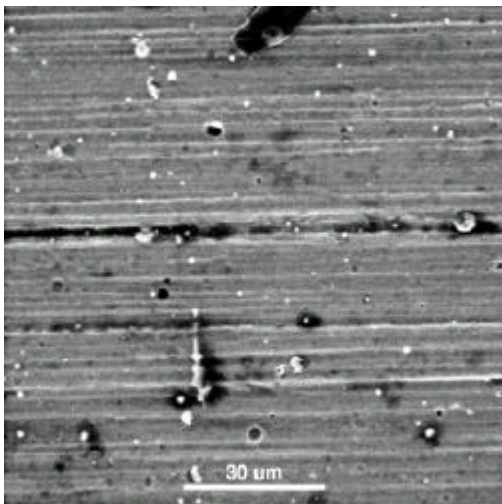


Abb. 45: Pulverstrahl auf TiN-beschichteter Distanzhülse (1000fach)

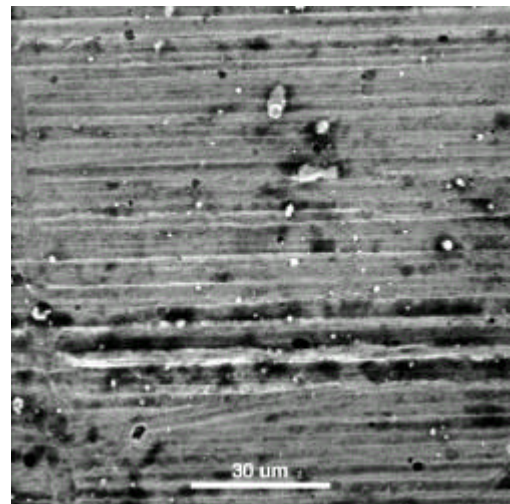


Abb. 46: Kontrollfläche TiN-beschichtete Distanzhülse (1000fach)

2. Auflichtmikroskopische Aufnahmen

2.1 Ultraschall

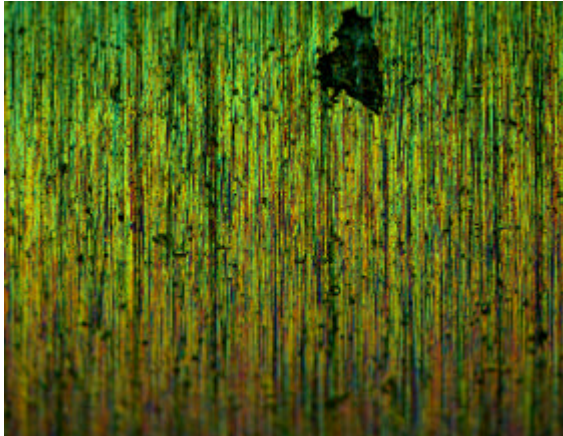


Abb. 1: (1N) auf TiN-beschichteter Distanzhülse (200fach)

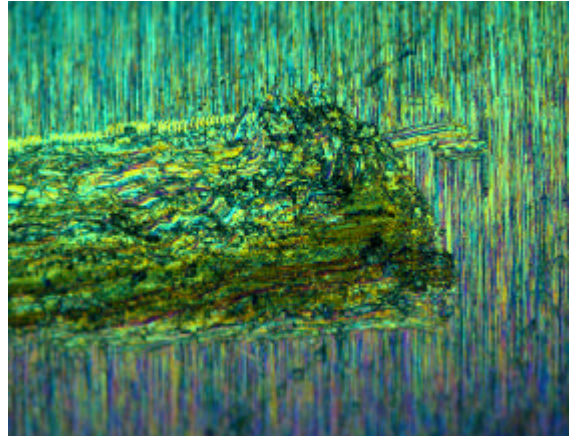


Abb. 2: (2N) auf unbeschichteter Distanzhülse (200fach)

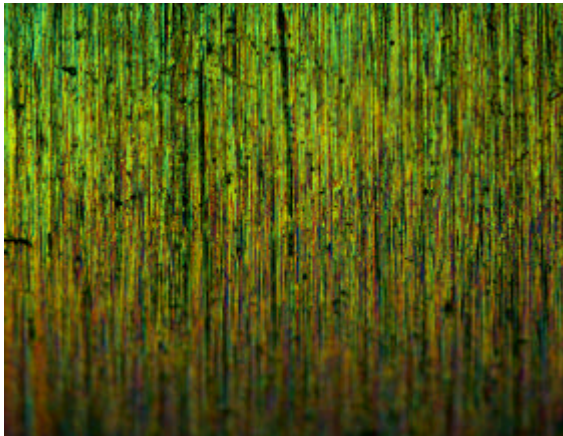


Abb. 3: Kontrollfläche TiN-beschichtete Distanzhülse (200fach)

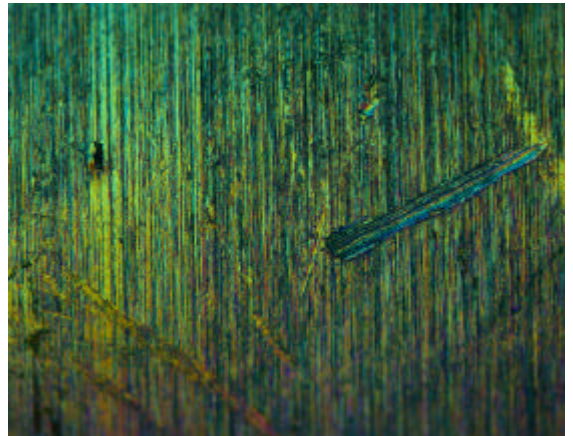


Abb. 4: Kontrollfläche unbeschichtete Distanzhülse (200fach)

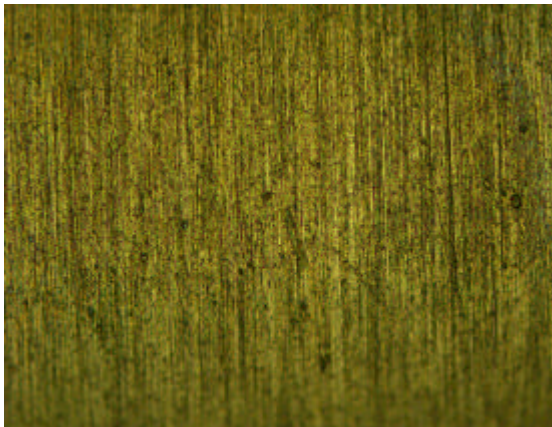


Abb. 5: Kontrollfläche TiN-beschichtete Distanzhülse (200fach)

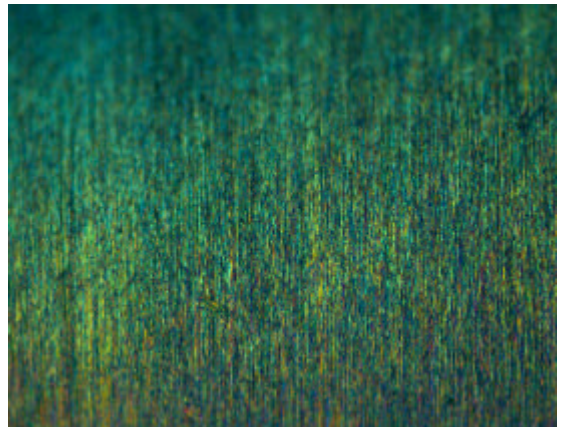


Abb. 6: Kontrollfläche unbeschichtete Distanzhülse (200fach)

2.2 Stahlkürette

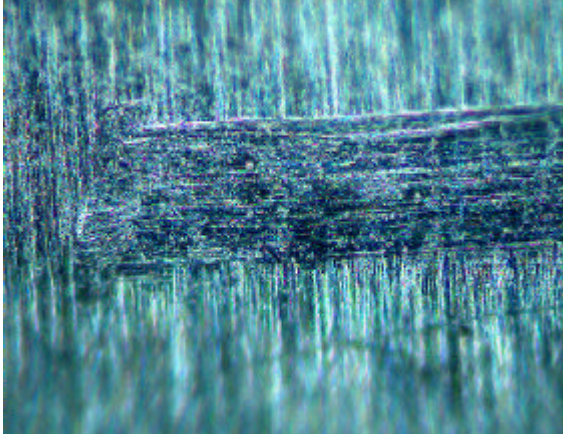


Abb. 7: (0,4N) auf unbeschichteten Distanzhülse (200fach)

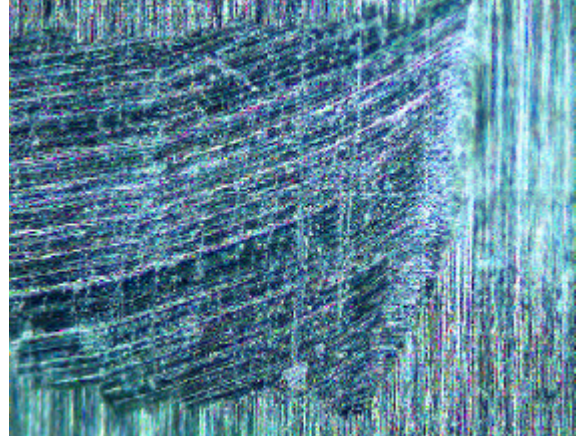


Abb. 8: (4N) auf unbeschichteten Distanzhülse (200fach)

2.3 Titankürette

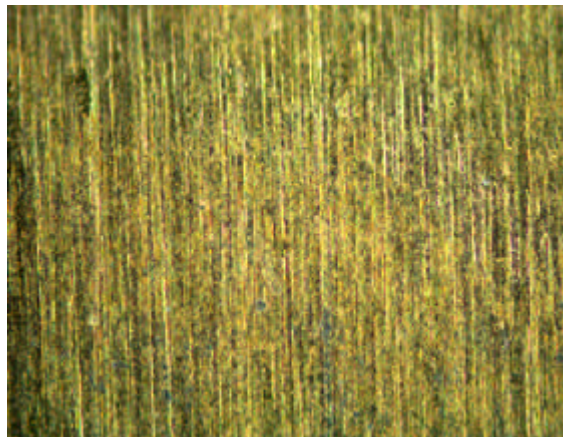


Abb. 9: (0,4N) auf TiN-beschichteten Distanzhülse (200fach)

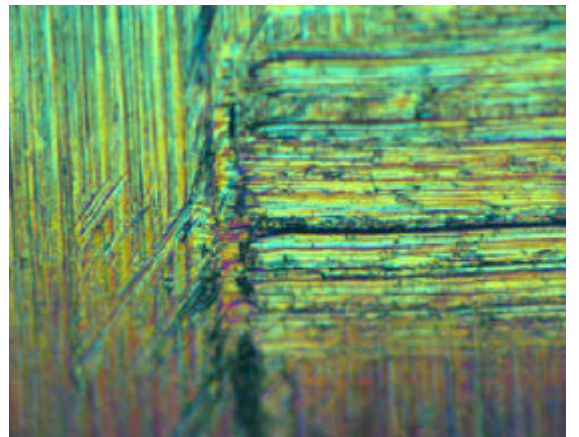


Abb. 10: (4N) auf unbeschichteten Distanzhülse (200fach)

Tab. 3: Profilometrische Ergebnisse (Gesamtauflistung)

Probenbezeichnung		Nummer	Instrumentierte Fläche			Kontrollfläche	
Material	Bearbeitung		Gemittelte Rautiefe Rz (µm)	Errechnete Rautiefe Ra (µm)	Profiltiefe (Substanzabtrag) Pt (µm)	Rz (µm)	Ra (µm)
Stahlkürette							
Titan	0,4N 5 Arbeitszüge	1	0,56	0,10	2,17	0,25	0,06
		2	0,45	0,08	2,66	0,21	0,05
		3	0,51		1,40	0,26	
		4			1,88		
		5			1,11		
	0,04	Mean	0,51	0,09	1,84	0,24	0,06
		Stdev	0,06	0,01	0,61	0,03	0,01
		Differenz	0,27	0,04			
Titan	4N 5 Arbeitszüge	1	0,79	0,16	4,02	0,32	0,08
		2	0,90	0,15	10,00	0,48	0,06
		3	0,88		10,50	0,33	
		4			10,50		
		5			7,40		
		Mean	0,86	0,16	8,48	0,38	0,07
		Stdev	0,06	0,01	2,81	0,09	0,01
		Differenz	0,48	0,09			
Titan-Nitrit	0,4N 5 Arbeitszüge	1	1,17	0,21	3,07	1,51	0,27
		2	1,36	0,17	/	1,43	0,19
		3	1,23		/	1,71	
		Mean	1,25	0,19		1,55	0,23
		Stdev	0,10	0,03		0,14	0,06
		Differenz	-0,30	-0,04			
Titan-Nitrit	4N 5 Arbeitszüge	1	2,49	0,52	6,27	1,29	0,18
		2	2,35	0,47	4,50	1,26	0,16
		3	2,12		4,16	1,25	
		4			4,26		
		Mean	2,32	0,50	4,80	1,27	0,17
		Stdev	0,19	0,04	0,99	0,02	0,01
		Differenz	1,05	0,33			
Titankürette							
Titan	0,4N 5 Arbeitszüge	1	0,49	0,17	1,46	0,51	0,17
		2	0,58	0,16	/	0,35	0,15
		3	0,56		/	0,29	
		Mean	0,54	0,17		0,38	0,16
		Stdev	0,05	0,01		0,11	0,01
		Differenz	0,16	0,01			
Titan	4N 5 Arbeitszüge	1	0,89	0,23	1,48	0,23	0,16
		2	1,02	0,21	/	0,34	0,15
		3	0,82		/	0,31	
		Mean	0,91	0,22		0,29	0,16
		Stdev	0,10	0,01		0,06	0,01
		Differenz	0,62	0,07			
Titan-Nitrit	0,4N 5 Arbeitszüge	1	0,56	0,18	2,48	0,89	0,2
		2	0,62	0,16	/	0,97	0,16
		3	0,56		/	0,5	
		Mean	0,58	0,17		0,79	0,18
		Stdev	0,03	0,01		0,25	0,03
		Differenz	-0,21	-0,01			

Probenbezeichnung		Nummer	Instrumentierte Fläche			Kontrollfläche	
Material	Bearbeitung		Gemittelte Rautiefe Rz (µm)	Errechnete Rautiefe Ra (µm)	Profiltiefe (Substanzabtrag) Pt (µm)	Rz (µm)	Ra (µm)
Titan-Nitrit	4N 5 Arbeitszüge	1	0,74	0,17	2,61	0,61	0,18
		2	0,73	0,18	/	0,63	0,16
		3	0,56		/	0,75	
		Mean	0,68	0,18		0,66	0,17
		Stdev	0,10	0,01		0,08	0,01
		Differenz	0,01	0,01			
Ultraschall							
Titan	1N 20sec 30.000Hz	1	0,93	0,39	9,45	0,43	0,19
		2	1,28	0,27	11,50	0,31	0,18
		3	1,09		16,20	0,25	
		4			16,20		
		5			16,67		
		Mean	1,10	0,33	14,00	0,33	0,19
		Stdev	0,18	0,08	3,31	0,09	0,01
		Differenz	0,77	0,15			
Titan	2N 20sec 30.000Hz	1	1,48	0,27	15,67	0,43	0,19
		2	1,45	0,22	14,20	0,31	0,18
		3	1,42		21,70	0,25	
		4			17,80		
		5			18,50		
		Mean	1,45	0,25	17,57	0,33	0,19
		Stdev	0,03	0,04	2,87	0,09	0,01
		Differenz	1,12	0,06			
Titan-Nitrit	1N 20sec 30.000Hz	1	0,51	0,21	1,32	1,29	0,27
		2	0,55	0,19	/	1,26	0,19
		3	0,77		/	1,25	
		Mean	0,61	0,20		1,27	0,23
		Stdev	0,14	0,01		0,02	0,06
		Differenz	-0,66	-0,03			
Titan-Nitrit	2N 20sec 30.000Hz	1	0,69	0,23	1,56	1,51	0,18
		2	0,77	0,20	/	1,43	0,16
		3	0,72		/	1,71	
		Mean	0,73	0,22		1,55	0,17
		Stdev	0,04	0,02		0,14	0,01
		Differenz	-0,82	0,05			
Gummikelch							
Titan	0,4N 20sec 5.000rpm	1	0,36	0,19	1,97	0,34	0,20
		2	0,36	0,18	/	0,56	0,18
		3	0,28		/	0,67	
		Mean	0,33	0,19		0,52	0,19
		Stdev	0,05	0,01		0,17	0,01
		Differenz	-0,19	-0,01			
Titan	4N 20sec 5.000rpm	1	0,47	0,19	1,73	0,35	0,19
		2	0,35	0,18	/	0,33	0,18
		3	0,37		/	0,43	
		Mean	0,40	0,19		0,37	0,19
		Stdev	0,06	0,01		0,05	0,01
		Differenz	0,03	0,00			
Titan-Nitrit	0,4N 20sec 5.000rpm	1	0,53	0,20	2,25	0,83	0,22
		2	0,54	0,19	/	0,71	0,21
		3	0,53		/	0,85	
		Mean	0,53	0,20		0,80	0,22
		Stdev	0,01	0,01		0,08	0,01
		Differenz	-0,26	-0,02			

Probenbezeichnung		Nummer	Instrumentierte Fläche			Kontrollfläche	
Material	Bearbeitung		Gemittelte Rautiefe Rz (µm)	Errechnete Rautiefe Ra (µm)	Profiltiefe (Substanzabtrag) Pt (µm)	Rz (µm)	Ra (µm)
Titan-Nitrit	4N 20sec 5.000rpm	1	0,37	0,19	2,82	1,35	0,29
		2	0,37	0,19	/	1,00	0,23
		3	0,51		/	1,37	
		Mean	0,42	0,19		1,24	0,26
		Stdev	0,08	0,00		0,21	0,04
		Differenz	-0,82	-0,07			
Kunststoffscaler							
Titan	0,4N 5 Arbeitszüge	1	0,56	0,16	1,43	0,43	0,19
		2	0,43	0,16	/	0,42	0,15
		3	0,50		/	0,41	
		Mean	0,50	0,16		0,42	0,17
		Stdev	0,07	0,00		0,01	0,03
		Differenz	0,08	-0,01			
Titan	4N 5 Arbeitszüge	1	0,26	0,15	1,78	0,27	0,17
		2	0,25	0,15	/	0,42	0,15
		3	0,40		/	0,37	
		Mean	0,30	0,15		0,35	0,16
		Stdev	0,08	0,00		0,08	0,01
		Differenz	-0,05	-0,01			
Titan-Nitrit	0,4N 5 Arbeitszüge	1	0,81	0,20	3,54	0,72	0,20
		2	0,97	0,17	/	0,56	0,16
		3	0,56		/	0,76	
		Mean	0,78	0,19		0,68	0,18
		Stdev	0,21	0,02		0,11	0,03
		Differenz	0,10	0,01			
Titan-Nitrit	4N 5 Arbeitszüge	1	0,63	0,18	3,18	0,84	0,20
		2	0,43	0,16	/	0,97	0,19
		3	0,60		/	0,85	
		Mean	0,55	0,17		0,89	0,20
		Stdev	0,11	0,01		0,07	0,01
		Differenz	-0,33	-0,03			
Pulverstrahl							
Titan	Reinigungs- pulver 20 sec 2-3mm	1	0,30	0,19	1,71	0,48	0,19
		2	0,45	0,19	/	0,24	0,18
		3	0,47		/	0,34	
		Mean	0,41	0,19		0,35	0,19
		Stdev	0,09	0,00		0,12	0,01
		Differenz	0,05	0,01			
Titan-Nitrit	Reinigungs- pulver 20 sec 2-3mm	1	1,13	0,23	3,30	0,37	0,19
		2	0,57	0,18	/	0,51	0,18
		3	0,48		/	0,63	
		Mean	0,73	0,21		0,50	0,19
		Stdev	0,35	0,04		0,13	0,01
		Differenz	0,22	0,02			

Pt = stellt alle Profilabweichungen von der Ausgleichsgeraden dar

Rz = Mittelwert aus den Einzelrautiefen fünf aufeinanderfolgenden Einzelmeßstrecken im Rauheitsprofil

Ra = arithmet. Mittelwert aller Abweichungen des Rauheitsprofils von der Mittellinie innerhalb der Gesamtmeßstrecke

N = Newton / 10N-1kg

Mean = Mittelwert aller Einzelbeobachtungen

Stdev = Standardabweichung der Einzelmeßwerte vom Mittelwert aller Einzelbeobachtungen

Differenz = Differenz zwischen Mittelwert instrumentierter Oberfläche und Mittelwert Kontrollfläche

sec = Sekunden

rpm = rounds per minute (Umdrehungen pro Minute)

3. Literaturübersicht

- Abrahamsson I, Berglundh T, Wennström J, Lindhe J
The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. Clin Oral Implants Res 1996; 7: 212-219.
- Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J
The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. J Clin Periodontol 1998; 25: 721-727.
- Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J
The mucosal barrier following abutment dis-/ re-connection. J Clin Periodontol 1997; 24:568-572.
- Abrahamsson I, Berglundh T, Moon IS, Lindhe J
Peri-implant tissues at submerged and non-submerged titanium implants. J Clin Periodontol 1999; 26: 600-607.
- Abron A, Hopfensperger M, Thompson J, Cooper LF
Evaluation of a predictive model for implant surface topography effect on early osseointegr. in the rat tibia model. J Prosthet Dent 2001; 85:40-46.
- Albrektsson TO, Johansson CB, Sennerby L
Biological aspects of implant dentistry: Osseointegration. Periodontology 2000 1994; 2:58-73.
- Arvidsson K, Fartash B, Moberg L-E, Grafström R, Ericsson I
In vitro and in vivo experimental studies on single crystal sapphire dental implants. Clin Oral Implants Res 1991; 2: 47-55.
- Babbush CA
Endosseous blade-vent implants: A research review. Oral Implantol 1973; 3:261-270.
- Bagambisa FB, Joos U, Schilli W
The interaction of osteogenetic cells with hydroxylapatite implant materials in vitro and in vivo. Int J Oral Maxillofac Implants 1990; 5:217-226.
- Baker D, London RM, O'Neal R
Rate of pull-out strength gain of dual-etched titanium implants: a comparative study in rabbits. Int J Oral Maxillofac Implants 1999; 14:722-728.
- Barclay CW, Last KS, Williams R
The clinical assessment of a ceramic-coated transmucosal dental implant collar. Int J Prosthodont 1996; 9:466-472.
- Becker W, Becker BE, Berg L, Prichard J, Caffesse RG, Rosenberg E
New attachment after treatment with root isolation procedures. Report for treated class III and class II furcations and vertical oss. defects. Int J Periodontol Restorative Dent 1988; 8:2-16.
- Berglundh T, Lindhe J
Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. J Clin Periodontol 1996; 23: 971-73.
- Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello, CP, Liljenberg B, Thomsen P
The soft tissue barrier at implants and teeth. Clin Oral Implants Res 1991; 2:81-90.

- Berglundh T, Lindhe J, Marinello C, Ericsson I, Liljenberg B
Soft tissue reactions to de novo plaque formation on implants and teeth. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3:1-8.
- Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D
The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7:201-211.
- Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallen O, Ohmann A
Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J of Plast Reconstr Surg* 1977; 11:1-132.
- Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T
Tissue-Integrated Protheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago, Quintessence Publ Co, 1985.
- Brunette DM, Cheroudi B
The effects of the surface topography of micromachined titanium substrata on cell behavior in vitro and in vivo. *J Biomech Eng* 1999;121:49-57.
- Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP
Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:611-619.
- Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP, Snetivy D, Nolte LP
Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1999; 45(2):75-83.
- Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H,
Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991; 25:889-902.
- Buser D, Warrer K, Karring T
Formation of a periodontal ligament around titanium implants. *J Periodontol* 1990; 61:597-601.
- Buser D, Weber HP, Donath K, Fiorellini JP., Paquette DW, Williams RC
Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. *J Periodontol* 1992; 63: 226-236.
- Chappard D, Aguado E, Huré G, Grizon F, Basle MF
The early remodeling phases around titanium implants: a histomorphometric assessment of bone quality in a 3 and 6-month study in sheep. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14:189-196.
- Cheroudi B, Gould TR, Brunette DM
A light and electron microscopic study of the effects of surface topography on the behavior of cells attached to titanium-coated percutaneous implants. *J Biomed Mater Res* 1991; 25:387-405.
- Clokier CML, Warshawsky H
Morphologic and radioautographic studies of bone formation in relation to titanium implants using the rat tibia as a model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:155-165.
- Cochran DL
Implant therapy. *Ann Periodontol* 1996; 1:707-790.

- Cochran DL
A comparison of endosseous dental implant surfaces. *J Periodontol* 1999; 70:1523-539.
- Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D
Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997; 68:186-198.
- de Bruijn JD, van Blitterswijk CA, Davies JE
Initial bone matrix formation at the hydroxyapatite interface in vivo. *Biomed Mater Res* 1995; 29:89-99.
- de Lange G, de Putter C
Structure of the bone interface to dental implants in vivo. *J Oral Implantol* 1993; 19:123-135.
- de Lange G, de Putter C, de Wijs FLJA
Histological and ultrastructural appearance of the hydroxyapatite-bone interface. *J Biomed Mater Res* 1990; 24:829-845.
- Dmytryk JJ, Fox SC, Moriarty JD
The effects of scaling titanium implant surfaces with metal and plastic instruments on cell attachment. *J Periodontol* 1990; 6:491-496.
- Einhorn TA
Enhancement of fracture-healing. *J Bone Joint Surg* 1995; 77:940-956.
- Ericsson I, Berglundh T, Marinello C, Liljenberg B, Lindhe J
Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3:99-103.
- Evans AC, Franks J, Revell PJ
Diamond-like carbon applied to bioengineering materials. *Surf Coat Tech* 1991; 17:662-667.
- Fartash B, Arvidsson K, Ericsson I
Histology of tissues surrounding single crystal sapphire endosseous dental implants. *Clin Oral Implants Res* 1990; 1:13-21.
- Fox SC, Moriarty JD, Kusy RP
The effects of scaling titanium implant surfaces with metal and plastic instruments: an in vitro study. *J Periodontol* 1990; 61:485-490.
- Gantes BG, Nilveus R
The effects of different hygiene instrumentation on titanium abutments: a scanning electron microscopy study. *Int J Periodont Rest Dent* 1991; 11:225-239.
- Garetto Lp, Chen J, Parr JA, Roberts WE
Remodeling dynamics of bone supporting rigidly fixed titanium implants: A histomorphometric comparison in four species including humans. *Implant Dent* 1995; 4:235-243.
- Glantz P-O
Biomaterial considerations for the optimized therapy for the edentulous predicament. *J Prosthet Dent* 1998; 79:90-92.

- Gotfredsen K, Wennerberg A, Johansson C, Skovgaard LT, Hjörting-Hansen E
Anchorage of TiO₂-blasted, HA-coated, and machined implants: An exp. Study with rabbits J Biomed mater Res 1995; 29:1223-1231.
- Gould TRL, Brunette DM, Westbury L
The attachment mechanism of epithelial cells to titanium in vitro J Periodont Res 1981; 16: 611-616.
- Gould TRL, Westbury L, Brunette DM
Ultrastructural study of the attachment of human gingiva to titanium in vivo. J Prosthet Dent 1984;52:418-420.
- Guglielmotti MB, Renou S, Cabrini RL
A histomorphometric study of tissue interface by laminar implant test in rats. Int J Oral Maxillofac Implants 1999; 14:565-570.
- Guy SC, McQuade MJ, Scheidt MJ, McPherson JC, Rossmann JA, Van Dyke TE
In vitro attachment of human gingival fibroblasts to endosseous implant materials. J Periodontol 1993; 64:542-546.
- Hallmon WW, Waldrop TC, Meffert RM, Wade BW
A comparative study of the effects of metallic, nonmetallic, and sonic instrumentation on titanium abutment surfaces. Int J Oral Maxillofac Implants 1996; 11:96-100.
- Hansson S, Norton M
The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. A mathematical model. J Biomech 1999; 32:829-836.
- Harman MK, Banks SA, Hodge WA
Wear analysis of a retrieved hip implant with titanium nitride coating. J Arthroplasty 1997; 12(8):938-945.
- Homniak AW, Cook PA, DeBeer J
Effect of hygiene instrumentation on titanium abutments: a scanning electron microscopy study. J Prosthetic Dent 1992; 67:364-369.
- Isidor F
Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. Clin Oral Implants Res 1997;8:1-9.
- Isidor F, Karring T, Nyman S, Lindhe J
The significance of coronal growth of periodontal ligament tissue for new attachment formation. J Clin Periodontol 1986; 13: 145-150.
- Karring T, Isidor F, Nyman S, Lindhe J
New attachment formation on teeth with reduced but healthy periodontal ligament. J Clin Periodontol 1985; 12:51-60.
- Kasemo B
Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. J Prosthet Dent 1983;49:832-837.
- Klaubner C, Lenz LJ, Henry PJ
Oxide thickness and surface contamination of six endosseous dental implants determined by electron spectroscopy for chemical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1990;5:264-271.

- Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A
Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8:442-447.
- Krämer W, Lange DE
Qualitätsbeurteilung von Küretten verschiedener Hersteller in bezug auf ihre Standzeit. *Die Quintessenz* 1990; 10:1-12.
- Larsson C, Thomsen P, Lausmaa J, Rodahl M, Kasemo B, Ericson LE
Bone response to surface modified titanium implants: studies on electropolished implants with different oxide thicknesses and morphology. *Biomaterials* 1994; 15:1062-1074.
- Lavelle CL
Mucosal seal around endosseous implants. *J Oral Implantol* 1981;9:357-365.
- Lazzara RJ, Testori T, Trisi P, Porter SS, Weinstein RL
A human histologic analysis of Osseotite and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1999; 19:117-129.
- Leonhardt A, Berglundh T, Ericsson I, Dahlen G
Putative periodontal pathogens on titanium implants and teeth in experimental gingivitis and periodontitis in beagle dogs. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3:112-119.
- Linder L, Obrant K, Boivin G
Osseointegration of metallic implants II. Transmission electron microscopy in the rabbit. *Acta Orthop Scand* 1989; 60:135-139.
- Listgarten MA
Nature of periodontal diseases: Pathogenetic mechanism. *J Periodont Res* 1987;22:172.
- Listgarten MA, Lang NP, Schroeder HE, Schroeder A
Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants. *Clin Oral Implants Res* 1991; 2:1-19.
- Masuda T, Yliheikkilä PK, Felton DA, Cooper LF
Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part I. in vivo studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:17-29.
- Matarasso S, Quaremba G, Coraggio F, Vaia E, Cafiero O, Lang NP
Maintenance of implants: an in vitro study of titanium implant surface modifications subsequent to the application of different prophylaxis procedures. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7:64-72.
- Mc Nabb H, Mombelli A, Lang NP
Supragingival cleaning 3 times a week: the microbiological effects in moderately deep pockets *J Clin Periodontol* 1992; 19, 348-355.
- McCollum J, O'Neal RB, Brennan WA, Van Dyke TE, Horner JA
The effect of titanium implant abutment surface irregularities on plaque accumulation in vivo. *J Periodontol* 1992;63:802-805.
- Mengel R, Buns C, Stelzel M, Flores-de-Jacoby L
An in vitro study of oscillating instruments for root planing. *J Clin Periodontol* 1994; 21:513-518.

- Mengel R, Buns CE, Mengel C, Flores-de-Jacoby L
An in vitro study of the treatment of implant surfaces with different instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:91-96.
- Mengel R, Stelzel M, Flores-de-Jacoby L
An in vitro study of various instruments for root planing. *Int J Periodont Rest Dent* 1997; 17:593-599.
- Meschenmoser A; d'Hoedt B; Meyle J; Ellsner G; Korn D; Hammerle H; Schulte W
Effects of various hygiene procedures on the surface characteristics of titanium abutments *J Periodontol* 1996; 67:229-235.
- Meyle J, Gültig K, Wolburg H, von Recum AF
Fibroblast anchorage to microtextured surfaces *J Biomed Mater Res* 1993; 27:1553-1557.
- Murai K, Takeshita F, Ayukawa Y, Kiyoshima T, Suetsugu T, Tanaka T
Light and electron microscopy studies of bone-titanium interface in the tibiae of young and mature rats. *J Biomed Mater Res* 1996; 30:523-533.
- Murakami I
Scanning electron microscopic study on bone and microvasculature surrounding titanium implants. *J Jpn Prosthodont Soc* 1995; 39:123-134.
- Nanci A, McCarthy GF, Zalzal S, Clokie CML, Warshawsky H, McKee MD
Tissue response to titanium implants in the rat tibia: Ultrastructural, immunocytochemical and lectinocytochemical characterization of the bone-titanium interface. *Cells and Materials* 1994; 4:1-30.
- Ogiso M, Yamashita Y, Tabata T, Ramonito R, Borgese D
The delay method: A new surgical technique for enhancing the bone-binding capability of HAP implants to bone surrounding implant cavity preparations. *J Biomed Mater Res* 1994; 28:805-812.
- Parham PL, Cobb CM, French AA, Love JW, Drisko CL, Killoy WJ
Effects of an Air-Powder abrasive system on plasma-sprayed titanium implant surfaces: An in-vitro evaluation control: sterile water-treated. *J Oral Implantology* 1989; 15:78-86.
- Parr GR, Gardner LK, Toth RW
Titanium - The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J of Prosthetic Dentistry* 1985; 54: 410-414.
- Piatelli A, Trisi P, Emanuelli M
Bone reactions to hydroxyapatite-coated dental implants in humans. Histologic study using SEM, light microscopy, and laser scanning microscopy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8:69-74.
- Quirynen M, Bollen CML
The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of literature. *J Clin Periodontol* 1995; 22:1-14.
- Quirynen M, Bollen CML, Papainoannou W, Van Eldere J, Van Steenberghe D
The Influence of Titanium Abutment Surface Roughness on Plaque Accumulation and Gingivitis: Short Term Observation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11:169-178.

- Quirynen M, von der Mei C, Bollen CML, Van DenBossche LH, Doombusch GI, Van Steenberghe D, Busscher J
The Influence of surface-free energy on supragingival plaque microbiology. An in vivo study on implants. *J Periodontol* 1994; 65:162-167.
- Quirynen M, von der Mei C, Bollen CML, Schotte A, Marechal M, Doornbusch GI, Naert I, Busscher J, van Steenberghe D
An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. *J Dent Res* 1993; 72:1304-1309.
- Raimondi MT, Pietrabissa R
The in-vivo wear performance of prosthetic femoral heads with titanium nitride coating. *Biomaterials* 2000; 2:907-913.
- Rapley JW, Swan RH, Hallmon WW, Mills MP
The surface characteristics produced by various oral hygiene instruments and materials on titanium implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5:47-52.
- Rosengren A, Johansson BR, Danielsen N
Immunohistochemical studies on the distribution of albumin, fibrinogen, fibronectin, IgG and collagen around PTFE and titanium implants. *Biomaterials* 1996; 17:1779-1786.
- Rühling A, Kocher T, Kreusch J, Plagman HC
Treatment of subgingival implant surfaces with Teflon® coated sonic and ultrasonic scaler tips and various implant curettes. *Clin Oral Impl Res* 1994; 5:19-29.
- Schenk RK, Buser D
Osseointegration: a reality. *Periodontology* 2000 1998; 17:22-35.
- Schou S, Holmstrup P, Hjorting-Hansen E, Lang NP
Plaque-induced marginal tissue reactions of osseo-integrated oral implants: a review of literature. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3:149-161.
- Schroeder A
Gewebsreaktionen. *Orale Implantologie. Allg. Grundlagen und ITI-Hohlzylindersystem*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1988; 91-115.
- Schroeder A, Pohler O, Sutter F
Gewebsreaktion auf ein Titan-Hohlzylinder Implantat mit Titan-Spritzoberfläche. *Schweiz Mschr Zahnheilk* 1976; 86:713-727.
- Schroeder HE
Orale Strukturbilogie Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1992, 216-241
- Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE
Early tissue response to titanium implants inserted in rabbit cortical bone. Part II. Ultrastructural observations. *J Mater Sci Mater Med* 1993; 4:494-502.
- Skalak R
Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 843-848.
- Sovak G, Weiss A, Gotman I
Osseointegration of Ti6Al4V alloy implants coated with titanium nitride by a new method. *J Bone Surg Br* 2000; 82:290-296.

- Starosvetsky D, Gotman I
Corrosion behavior of titanium nitride coated Ni-Ti shape memory surgical alloy. *Biomaterials* 2001; 22:1853-1859.
- Steinemann S
Titanium - the material of choice? *Periodontology* 2000 1998; 17, 7-21.
- Stern IB
Current concepts of the dentogingival junction: The epithelial and connective tissue attachment to the tooth. *J Periodontol* 1981; 52:465-473.
- Story BJ, Wagner WR, Gaisser DM, Cook SD, Rust-Dawicki AM
In vivo performance of a modified CSTi dental implant coating. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 13:749-757.
- Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PHJ
The Reverse-Torque Test: A Clinical Report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996 11:179-185.
- Takeshita A, Ayukwa Y, Iyama S, Muria K, Suetsugu T
Long-term evaluation of bone-titanium interface in rat tibiae using light microscopy, transmission electron microscopy and image processing. *J Biomed Mater Res* 1997; 37:235-242.
- Ten Cate AR
The dento-gingival junction - An interpretation of the literature. *J Periodontol* 1985; 46:475-482.
- Thomas KA, Cook SD
An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. *J Biomed Mater Res* 1985; 19:875-901.
- Thomson LA, Law FC, Rushton N, Franks J
Biocompatibility of diamond-like carbon coating. *Biomaterials* 1991; 12:37-40.
- Thomson-Neal DM, Evans GH, Meffert RM
Effects of various prophylactic treatments on titanium sapphire and hydroxylapatite-coated implants: an SLM study. *Int J Periodont Rest Dent* 1989; 9:301-311.
- Weber H, Pröbster L, Geis-Gerstorfer J
Titan als prothetischer Werkstoff. *Dtsch Zahnärztl. Z* 1992; 47:473-481.
- Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B
Design and surface characteristics of 12 commercially available oral implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8:622-633.
- Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ
A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Impl Res* 1995; 6:24-30.
- Wennerberg A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B
Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on the effects of blasting materials and surface topography. *Biomaterials* 1996; 17: 15-22.
- Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B
A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12:486-494.

Winet H, Albrektsson T

Wound healing in the bone chamber: Neovascularization during transition from the repair to the regenerative phase in the rabbit tibial cortex.

Int J Oral Maxillofac Implants 1988; 3:99-107.

IV. Zusammenfassung

Die Bearbeitung von unbeschichteten und Titan-Nitrit beschichteten Titan-Distanzhülsen mit verschiedenen Instrumenten

Ziel dieser in vitro Studie an unterschiedlich beschichteten Titan-Distanzhülsen war, das Ausmaß der Arbeitsspuren, die Rauhtiefe, sowie den Substanzabtrag der Oberfläche nach der Bearbeitung mit verschiedenen Instrumenten zu untersuchen. Bei den Distanzhülsen handelte es sich um unbeschichtete, maschinell glatte und Titan-Nitrit (TiN) beschichtete.

Die Bearbeitung erfolgte mit Titan-, Stahl- und Kunststoffküretten, Gummikelchen, Ultraschallgerät mit Stahlaufsatz und Pulverstrahlgerät mit Reinigungspulver. Mit jedem Instrument bzw. Gerät wurden zwei 2 x 2mm große Testfelder auf jeweils 11 unbeschichteten und beschichteten Distanzhülsen standardisiert bearbeitet. Als Kontrolle dienten unbearbeitete Oberflächen von jeder Distanzhülse.

Die bearbeiteten und unbearbeiteten Flächen wurden mit einem Profilometer bezüglich Rauhtiefe (Rz) und Profiltiefe (Pt) untersucht. Dabei diente die Messung der Profiltiefe als Grundlage für die Bestimmung des Substanzabtrages.

Mittels Rasterelektronenmikroskop und Auflichtmikroskop erfolgte die Beurteilung der entstandenen Arbeitsspuren. Aus den ermittelten Einzelwerten wurden die Mittelwerte und die jeweiligen Standardabweichungen bestimmt.

Die Ergebnisse auf den unbeschichteten Distanzhülsen zeigten, daß die Anwendung des Ultraschallgerätes sowie der Stahl- und Titanküretten ausgeprägte Arbeitsspuren und eine Zunahme der Rauhtiefe verursacht. Ein erheblicher Substanzabtrag wurde nach Anwendung des Ultraschallgerätes ($17,57\mu\text{m}\pm 2,87$) und der Stahlküretten ($8,48\mu\text{m}\pm 2,81$) ermittelt.

Die beschichteten Distanzhülsen zeigten nur nach der Bearbeitung mit Stahlküretten einen meßbaren Substanzabtrag ($4,80\mu\text{m}\pm 0,99$) und eine Zunahme der Rauhtiefen. Die durch die anderen Instrumente bzw. Geräte verursachten Arbeitsspuren waren deutlich geringer als auf den unbeschichteten Distanzhülsen. Im Auflichtmikroskop zeigte sich nach Bearbeitung mit Ultraschallaufsatz, Titan- und Stahlkürette eine Ablösung der TiN-Beschichtung.

Die Bearbeitung durch den Gummikelch verursacht auf den unbeschichteten Distanzhülsen geringe bis mäßige Arbeitsspuren und keinen Substanzabtrag. Bei den TiN-beschichteten Distanzhülsen war ein glättender Effekt (RZ-Abnahme -66,4%), ohne Substanzabtrag und keine bis geringe Arbeitsspuren feststellbar.

Die Kunststoffkürette und das Pulverstrahlgerät konnten ohne Beschädigung der Titan- bzw. TiN-Oberflächen angewendet werden.

Zusammenfassend ist festzustellen, daß die TiN-beschichteten Distanzhülsen nach Bearbeitung mit verschiedenen Instrumenten weniger Arbeitsspuren, eine geringere Erhöhung der Rauhtiefe sowie einen geringeren Substanzabtrag aufwiesen. Kritisch zu bewerten ist jedoch die Ablösung der Beschichtung nach wenigen Arbeitszügen mit Stahl-, Titankürette und Ultraschallgerät mit Stahlaufsatz sowie die beschichtungsbedingte höhere Ausgangsrauhtiefe.

Key words: Implant surface, profilometry, scanning electron microscopy, TiN-coating

Summary

An in vitro study of the effect of mechanical treatment of pure titanium and titanium nitride-coated abutments

This in vitro study on pure titanium and titanium nitride-coated abutments is aimed to examine the traces left by various instruments and to determine the quantity of substance removal. The relevant abutments were test material from 3i-Implant Innovations, USA.

The instruments used were titanium curettes, steel curettes, plastic curettes, rubber cup with Zircate Prophy Paste, ultrasonic scaler (Sonicflex) with steel tip and airpolishing system (Prophyflex) with cleaning powder.

Two test fields (2mm²) on the 11 pure and 11 nitride-coated abutments underwent standard treatment with each instrument. The instruments were used in accordance to the instructions given by the respective manufacturer. Nontreated abutment surfaces served as controls. The treated and nontreated surfaces were examined by a mechanical profilometer (Perthometer S8P Feinprüf GmbH, Göttingen) for an increasing roughness (Rz) and substance removal (Pt).

The examinations by the scanning electron microscope and light microscope were to evaluate certain traces caused by the treatment. The results showed that the use of the steel curette left pronounced traces, increased roughness (Ti:+127,4%/TiN+83,2%) and induced high substance removal on both test abutments (Ti:8,48µm±2,81/TiN4,80µm±0,99). Only the lower pressure of 0,4N left no visible traces and no substance removal on the TiN-coated abutment.

The use of the titanium curette showed pronounced traces without a measurable substance removal on all abutments. The pressure of 0,4N had a minor effect on the TiN-coated test field than on the uncoated. An increasing roughness is only visible on the uncoated abutments (+210,2%).

The ultrasonic system left pronounced traces on the uncoated test fields including a highly increased roughness (+339,4%) and an enormous substance removal (17,57µm±2,87). The TiN-

coated abutments showed little to moderate traces. In this case the treatment had a smoothened effect (-53,1%) without any substance removal.

The use of the rubber cup created on the uncoated abutments little to moderate traces without any substance removal, whereas there was a smoothened effect visible on the nitride-coated test fields with a reduced roughness (-66,4%), no substance removal and only little traces on the surface.

The plastic curette and the airpolishing system left both abutment surface unchanged.

The additional examination by a special light microscope (Zeiss MBO 50, DigitalkameraProgRes 3008) was used to point out damages of the nitride coating in colours after the instrumentation by the ultrasonic scaler, the steel und titanium curette. The ultrasonic system left only little traces but created a visible removal of the TiN-layer. The titanium curette at a pressure of 4N partly removed the coating. The use of the steel curette left pronounced traces with a completely removed coating.

In summary, the TiN-coated makes the transgingival portion more resistant against invasive periodontal hygiene treatments like steel curette and ultrasonic but the coating gets lost even after a single treatment and the basic roughness of the untreated control fields of the TiN-coated abutments is much higher than the roughness measured on the untreated pure titanium abutment.